



Facultad  
de  
Ciencias

**OPTIMIZACIÓN DE LAS TÉCNICAS  
RADIOGRÁFICAS DE UN EQUIPO DE  
RADIOGRAFÍA DIGITAL CARESTREAM DRX  
EVOLUTION**

(Optimization of radiographic techniques of the Carestream DRX  
Evolution digital radiography equipment)

Trabajo de Fin de Grado  
para acceder al

**GRADO EN FÍSICA**

**Autor: Raquel Sasián Cagigas**

**Director: María Isabel Gutiérrez Díaz - Velarde**

**Co-Director: Enrique Marqués Fraguera**

**Junio - 2019**

## **Agradecimientos**

En primer lugar, quiero agradecer a María Isabel Gutiérrez Díaz-Velarde haber aceptado la dirección de este trabajo y, en especial, a Enrique Marqués Fraguera, por su entrega, dedicación e implicación durante el desarrollo del mismo y, en definitiva, por todo lo aprendido.

Gracias a Manuel, Nicolás, Rodrigo, Mercedes y Marina, del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Universitario Marqués de Valdecilla HUMV, por acogerme durante este año y tratarme tan bien, por su colaboración y por formar parte de este trabajo. Gracias también al personal del Servicio de Radiología del Hospital de Sierrallana por facilitarnos el equipo para realizar las medidas necesarias.

A mi familia y sobre todo a mis padres, por la confianza, el apoyo y por haberme permitido llegar hasta aquí.

A Pablo, por confiar siempre en mí y apoyarme en cada decisión, ya lo sabes todo. A Clara por estar siempre a mi lado y compartir cada momento juntas.

A mis compañeros, por habernos apoyado durante estos cuatro largos años y haberlo hecho más llevadero. Esencialmente a Patricia y Mónica, por ser mis mejores y peores compañeras de brisca a la vez, por haber escuchado todas mis quejas y haberme sacado de casa durante estos meses de encierro, sois lo que me llevo de esta etapa, ahora sólo nos queda celebrarlo.

Por último, gracias al equipo de la Unidad de Deterioro Cognitivo del Servicio de Neurología del HUMV, en la que pude realizar las prácticas del Grado, especialmente a Sara y Carmen, por haberme descubierto un nuevo camino de la física y ayudarme a recuperar la ilusión por la carrera.

## Resumen

El objetivo principal del trabajo fue la optimización de las técnicas de las diferentes vistas radiográficas de un equipo de radiografía digital, de la marca Carestream, modelo DRX Evolution Plus, situado en el Servicio de Radiología del Hospital de Sierrallana.

La optimización ha consistido en el cálculo de la carga (mAs) necesaria para obtener un kerma en aire incidente sobre el receptor de imagen predefinido. Esto ha permitido definir técnicas manuales y ajustar la carga de seguridad de aquellas técnicas realizadas con el Control Automático de Exposición (CAE). Para ello se ha desarrollado un modelo de cálculo que tiene en cuenta las características particulares de la sala bajo estudio y del paciente. Se ha considerado el rendimiento y la filtración total del tubo, el tamaño del paciente (pequeño, mediano y grande), la atenuación del tablero y de las cámaras del CAE, y la selectividad de los métodos de rechazo de la radiación dispersa (rejilla antidifusora y espaciado entre el plano de salida del paciente y el receptor de imagen).

El modelo puede calcular el kerma en aire por unidad de carga en cualquier punto de la cadena de imagen y, por tanto, la carga para obtener un kerma en aire de  $2.5 \mu\text{Gy}$  en el receptor. El modelo se ha verificado experimentalmente en distintas condiciones y se ha aplicado posteriormente al cálculo de las técnicas de las vistas radiográficas.

**Palabras clave:** optimización de técnicas radiográficas, kerma en receptor, ajuste del CAE, selectividad de los métodos de rechazo de radiación dispersa, radiodiagnóstico

## Abstract

The main objective of the project was the optimization of the views and radiographic techniques of a digital radiography equipment, the Carestream DRX Evolution Plus, located at Radiology Department of the Sierrallana Hospital.

The optimization has consisted in the calculation of the charge (mAs) necessary to obtain a kerma in air predefined on the image receptor, which has made the definition of manual techniques possible, as well as the adjustment of the safety charge of those techniques performed with Automatic Exposure Control (AEC). For this purpose, a calculation model, which takes into account the particular characteristics of the room under study and of the patient, has been developed. The following parameters have been considered in the aforementioned model: the efficiency and total filtration of the tube, the size of the patient (Small, medium and large), the attenuation of the patient support and the AEC chambers, and the selectivity of scatter radiation rejection methods (i.e antiscatter grids and spacing between the exit surface of the patient and the image receptor).

The model can compute the kerma in air per unit of charge at any point of the image chain and, therefore, the charge needed to obtain a kerma in air of  $2.5 \mu\text{Gy}$  on the image receptor. This model has been experimentally validated by means of the performance of different tests carried out under distinct conditions, and it has been subsequently applied to the calculation of the techniques of the radiographic views.

**Key words:** optimization of radiographic techniques, kerma in image receptor, AEC adjustment, selectivity of scatter radiation rejection methods, radiodiagnosis

# Índice general

<b>1</b>	<b>Introducción</b>	<b>5</b>
1.1	Equipo de rayos X . . . . .	5
1.2	Vista y técnica radiográficas . . . . .	9
<b>2</b>	<b>Fundamentos Físicos</b>	<b>10</b>
2.1	Producción de rayos X . . . . .	10
2.1.1	Radiación de frenado y característica . . . . .	10
2.1.2	Espectro de rayos X . . . . .	11
2.1.3	Factores que modifican la forma del espectro . . . . .	11
2.2	Interacción de los rayos X con la materia . . . . .	12
2.2.1	Magnitudes y Unidades . . . . .	13
2.2.2	Descripción microscópica: Procesos de interacción . . . . .	15
2.2.3	Descripción macroscópica . . . . .	17
<b>3</b>	<b>Material y métodos</b>	<b>26</b>
3.1	Material . . . . .	26
3.2	Métodos de cálculo . . . . .	28
3.2.1	Kerma en aire total a la entrada del receptor de imagen . . . . .	28
3.2.2	Kerma en aire de la radiación primaria a la entrada del receptor . . . . .	28
3.2.3	Fracción de radiación dispersa a la entrada del receptor de imagen . . . . .	30
3.3	Métodos de medida . . . . .	30
3.3.1	Rendimiento y Filtración total . . . . .	31
3.3.2	Transmisión del tablero y de las cámaras del CAE . . . . .	31
3.3.3	Selectividades de los métodos de rechazo de la radiación dispersa . . . . .	31
3.3.4	Análisis de incertidumbres . . . . .	34
3.3.5	Validación del método de cálculo y aplicación del modelo . . . . .	35
3.3.6	Obtención de los espesores del cuerpo humano . . . . .	35
<b>4</b>	<b>Resultados</b>	<b>37</b>
4.1	Magnitudes requeridas para la implementación del modelo . . . . .	37
4.2	Estudio de la dependencia funcional de los métodos de rechazo de la radiación dispersa . . . . .	37
4.3	Análisis de incertidumbres . . . . .	43
4.4	Validación del modelo . . . . .	45
4.5	Obtención de los espesores del cuerpo humano . . . . .	45
4.6	Aplicación del modelo . . . . .	46
<b>5</b>	<b>Conclusiones</b>	<b>47</b>
	<b>Bibliografía</b>	<b>48</b>
	<b>AnexoI</b>	<b>50</b>
	<b>AnexoII</b>	<b>64</b>

# Capítulo 1

## Introducción

El objetivo principal de este proyecto, es la optimización de las vistas y técnicas radiográficas del equipo de radiografía simple, de la marca Carestream, modelo DRX Evolution, situado en el Servicio de Radiología del Hospital de Sierrallana.

La optimización, realizada con el fin de mejorar la protección radiológica del paciente, así como de obtener imágenes radiográficas de la calidad suficiente para asegurar el diagnóstico médico adecuado, ha requerido el desarrollo de un modelo de cálculo. Este modelo considera los distintos elementos de la cadena de imagen: haz de radiación, interacción con el paciente, tablero, rejilla antidifusora, cámaras del Control Automático de Exposición (CAE) y el efecto de la distancia entre el plano de salida del paciente y el receptor de imagen.

El modelo permite obtener el kerma en aire total a la entrada del receptor de imagen por unidad de carga. De esta forma, se ha calculado la carga necesaria para obtener un kerma en aire de  $2.5 \mu\text{Gy}$  en el receptor y así optimizar las vistas y técnicas radiográficas empleadas frecuentemente en la sala bajo estudio. Se han definido las técnicas manuales y se ha ajustado la carga de seguridad de aquellas realizadas con el CAE, para pacientes adultos de cualquier tamaño (pequeño, mediano y grande). Para ello se han analizado las distintas vistas radiográficas y se han determinado los espesores de cada parte del cuerpo.

El desarrollo del modelo ha requerido el estudio de la dependencia funcional de los métodos de rechazo de la radiación dispersa, es decir, de la rejilla antidifusora y del espaciado de aire o gap. Para ello se ha determinado la selectividad,  $\Sigma$ , de ambos métodos de rechazo y se ha estudiado su dependencia con la tensión y el espesor del paciente o maniquí. Este estudio se ha realizado además de en el equipo anterior, en el equipo GE Revolution XR/d, situado en el Servicio de Urgencias del Hospital Universitario Marqués de Valdecilla HUMV.  $\Sigma$  se ha obtenido con un método basado en imágenes o un método basado en un detector de estado sólido, en función del tipo de panel del equipo, lineal o logarítmico, respectivamente.

A continuación se definen los principales componentes de un equipo de radiografía digital, así como los conceptos de vista y técnica radiográficas.

### 1.1. Equipo de rayos X

Un equipo de radiografía simple permite la obtención de imágenes estáticas de las distintas partes del cuerpo. Está formado principalmente por los siguientes componentes: tubo de rayos X y colimador, soporte del tubo, generador del equipo, consola del operador y bucky de mesa y pared. En este último se aloja la rejilla antidifusora, las cámaras del Control Automático de Exposición y el receptor de imagen. En la Figura 1.1 se muestra un equipo de este tipo.



Figura 1.1: Equipo de rayos X. [1]

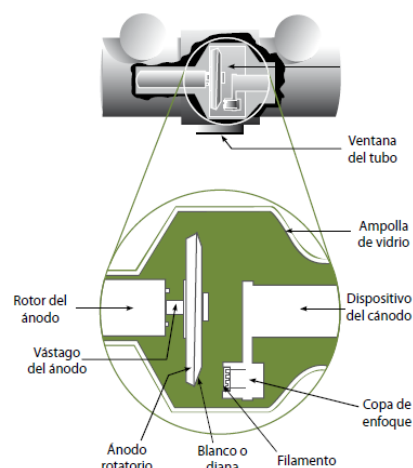


Figura 1.2: Interior de la ampolla de vidrio. [2]

## Tubo de rayos X y colimador

El tubo de rayos X [2] consiste en una ampolla de vidrio en la que se ha realizado el vacío, y que se encuentra en el interior de una carcasa de plomo. La carcasa ayuda a garantizar la protección radiológica, ya que los rayos X son emitidos en todas direcciones, sin embargo, sólo se aprovecha la parte del haz que se dirige hacia el paciente y hacia el receptor de imagen, es decir, el haz útil, de forma que la carcasa atenúa la mayor parte de los rayos X que no pertenecen al mismo. Por otra parte, garantiza el aislamiento eléctrico del tubo, puesto que la emisión de rayos X se logra estableciendo altas tensiones.

En uno de los laterales de la ampolla de vidrio, se encuentra la ventana, una zona de menor grosor, por la que emerge el haz útil. Las partes fundamentales del interior de la ampolla se muestran en la Figura 1.2.

El cátodo es el electrodo negativo del tubo de rayos X, y se compone del filamento y la copa de enfoque. El filamento es una espiral de alambre compuesta de tungsteno, de aproximadamente 2 mm de diámetro y 1-2 cm de largo. Cuando la corriente que lo atraviesa es lo suficientemente intensa, se expulsan los electrones de la capa externa de los átomos por efecto termiónico. Su alto punto de fusión (3410 °C) hace que no llegue a fundirse. Se encuentra dentro de un recipiente metálico que se conoce como copa de enfoque. Puesto que todos los electrones tienen carga negativa, el haz tiende a divergir debido a la repulsión electrostática aumentando el tamaño del foco. La copa de enfoque se carga negativamente de forma que se condensa el haz de electrones en una pequeña zona del ánodo. [2]

El ánodo es el electrodo positivo del tubo, recibe los electrones emitidos por el cátodo y los conduce a través del tubo hasta los cables conectores. Proporciona soporte mecánico al blanco y debe ser buen conductor térmico, ya que el 99 % de la energía de los electrones se deposita en forma de calor, por lo que debe ser capaz de disiparlo en el menor tiempo posible. Los ánodos de cobre cumplen estas funciones.

Con el objetivo de obtener mayores corrientes de tubo y tiempos de exposición más cortos se emplea un ánodo rotatorio, de forma que el haz de electrones interacciona con un área del blanco mucho mayor y el calentamiento del mismo no se limita a un solo punto. La frecuencia normal de giro es de 3400 rpm, aunque la velocidad de giro depende de la capacidad de tubo que se desee. El ánodo presenta una cierta inclinación respecto a la dirección de incidencia de los electrones, que se encuentra en torno a los 12°.

El blanco es la zona del ánodo en la que impactan los electrones, en el caso de los ánodos rotatorios todo el disco giratorio constituye el blanco. Suelen estar compuestos de tungsteno ya que tiene un alto número atómico que le confiere mayor eficiencia de producción de rayos X y éstos son de mayor energía, posee una conductividad térmica alta que favorece la disipación del

calor generado tras el impacto y tiene un punto de fusión alto evitando que llegue a fundirse. Para proporcionar una mayor resistencia mecánica a la rotación, se emplean aleaciones de tungsteno con renio. [2]

El área del blanco donde inciden los electrones se denomina punto focal. Los tubos de rayos X tienen dos puntos focales, uno grande, que oscila entre 1.0 mm y 2.0 mm, y uno fino, entre 0.1 mm y 0.5 mm. El foco fino se emplea para las exploraciones que requieren mayor resolución y nitidez, mientras que el foco grueso se emplea en aquellas que necesitan de menor tiempo de disparo y por tanto mayor intensidad de corriente.

En la ventana de rayos X se acopla el colimador, cuyas funciones principales son limitar el tamaño del haz primario al requerido en la exploración e incorporar un campo luminoso que simule el campo de radiación y así poder ajustarlo a la zona a explorar y centrarlo con el receptor de imagen.

### **Soporte del tubo**

El soporte sujeta el tubo de rayos X y el colimador. Mediante un conjunto de frenos, el tubo se posiciona a las distancias y angulaciones que sean necesarias en cada exposición. El movimiento del mismo puede realizarse en las tres direcciones del espacio. Los equipos actuales permiten realizar todos estos movimientos de forma motorizada. [2] Aunque el soporte puede estar sujeto al suelo, lo que se conoce como columna, los equipos con los que se ha trabajado disponen de una suspensión de techo, la cual permite un rango mayor de movimientos del tubo y consta de un par de raíles ortogonales anclados.

Existen paradas automáticas para alinear el tubo con el receptor de imagen, así como distancias prefijadas: 1 m y 1.10 m para la mesa, y 1 m, 1.5 m y 1.8 m, o similares, en el estativo mural.

### **Generador del equipo**

El generador eléctrico de un equipo de rayos X es el conjunto de dispositivos que permiten proporcionar al tubo la corriente de filamento y la alta tensión necesarias para generar el haz de rayos X. [2]

La tensión suministrada por la compañía eléctrica es ajustada por el compensador de línea a 220 V para que el autotransformador convierta dicha tensión por un lado al circuito de filamento, responsable de la corriente del tubo, y por otro al circuito de alta tensión. En este último, el autotransformador proporciona al transformador de alta tensión una diferencia de potencial tal que la señal de salida de éste tenga el valor seleccionado desde la consola de control.

Aunque los transformadores operan con corriente alterna, el tubo debe recibir corriente continua. Los rayos X son producidos mediante la aceleración de electrones desde el cátodo hasta el ánodo y no pueden ser originados por electrones que fluyan en dirección inversa, ya que los filamentos del cátodo no podrían soportar el calor generado por el impacto de los mismos. Por esta razón, resulta necesario rectificar la tensión secundaria del transformador de alta tensión, es decir, convertir la tensión alterna en continua y, por tanto, la corriente alterna en continua.

### **Consola del operador**

La consola del operador se encuentra en una sala adyacente separada de la sala donde reside el equipo por paredes plomadas que protegen al técnico de la radiación emitida en el interior de la sala. Está comunicada visualmente por una ventana de cristal plomado para vigilar al paciente. Desde ella se realiza la exposición con la selección previa de los parámetros necesarios: tensión, carga de disparo, foco fino o grueso, cámaras del CAE, situación del receptor (bucky de mesa, de pared, o disparo libre), entre otros.

El sistema de disparo cuenta con un indicador luminoso que muestra que el equipo se encuentra listo para realizar la exposición, y el botón para iniciarla, así como señales luminosas y sonoras que indican cuándo se está realizando.

## **Bucky de mesa y pared**

La mesa tiene la misión de soportar al paciente durante la exploración radiológica. El tablero superior de la mesa presenta un movimiento motorizado en las dos direcciones horizontales, así como movimiento vertical, lo que permite posicionar al paciente de forma adecuada según las necesidades. La fuente de alimentación que permite los movimientos se encuentra en la base, que soporta el peso de la estructura. Presenta una bandeja portachasis situada entre el tablero y la base, en la cual se aloja el receptor de imagen, así como la rejilla antidifusora y las cámaras del Control Automático de Exposición.

En las exposiciones que requieren posicionar al paciente en bipedestación o posición vertical, se emplea el bucky mural o de pared, consistente en un tablero colocado sobre una columna apoyada en la pared, a lo largo de la cual puede desplazarse. El tablero incorpora una bandeja portachasis en la que se aloja el receptor de imagen, la rejilla antidifusora y las cámaras del CAE.

## **Rejilla antidifusora**

Las rejillas antidifusoras son el principal método de rechazo de la radiación dispersa en el receptor de imagen y de mejora del contraste. Se sitúan entre el paciente y el receptor, como se detalla en la Sec. 2.2.3.2.2.

## **Control Automático de Exposición**

El Control Automático de Exposición (CAE) es un dispositivo cuya finalidad es finalizar la exposición radiográfica cuando se alcanza una cantidad predeterminada de radiación, de forma que se obtiene una imagen que permite un diagnóstico médico adecuado sin irradiar en exceso al paciente. Dosis por encima del valor de referencia suponen irradiar al paciente de forma innecesaria, así como ocurre con dosis por debajo de dicho nivel, ya que la imagen obtenida no alcanza la calidad suficiente, implicando así la necesidad de repetir la exposición. [2]

En el caso de la imagen digital, el sensor del CAE para la medición de la exposición a los rayos X es la cámara de ionización. Los equipos de radiografía digital cuentan con tres cámaras, dos laterales y una central cuyo uso depende de la vista radiográfica considerada.

## **Receptor de imagen**

Existen distintos detectores digitales, entre ellos se encuentran los paneles planos. En los equipos en los que se emplean estos paneles, la imagen radiológica se obtiene directamente a partir de la interacción de los rayos X con los detectores directos, de selenio, o indirectos, de silicio, es decir, no existe un proceso externo al propio panel detector entre la interacción de la radiación y la obtención de la imagen en formato digital. Los equipos con los que se ha trabajado utilizan un detector de silicio.

Los paneles de silicio [3] se denominan de detección indirecta ya que no producen carga eléctrica directamente a partir de la interacción de los rayos X con el detector, sino que emplean una fase intermedia en la que la energía absorbida en la interacción se transforma en luz. Para ello emplean como centelleador una lámina de yoduro de cesio (CsI) y detrás de ella se sitúa una capa de silicio amorfo fotoconductor, de forma que la luz producida en la lámina fluorescente es transformada en cargas eléctricas, las cuales son medidas localmente por cada uno de los transistores de película delgada (TFT) que forman la matriz electrónica activa, dando lugar a un valor proporcional a la radiación incidente. Ambos procesos son casi instantáneos y ocurren dentro del panel.

Tras la obtención de la imagen digital resulta necesario su procesamiento para conseguir la correcta visualización de las partes con interés diagnóstico.



## 1.2. Vista y técnica radiográficas

Se denomina vista radiográfica a la posición relativa entre el tubo, el paciente y el receptor de imagen y está definida en el equipo de radiografía por los siguientes parámetros:

- Parte del cuerpo. Por ejemplo: hombro, rodilla, mano...
- Proyección. Corresponde con la posición relativa del haz de rayos X respecto del paciente, es decir, está definida por el recorrido del rayo central desde que éste deja el tubo de rayos X hasta que atraviesa al paciente hacia el receptor de imagen. Las más habituales son AP (Anteroposterior), PA (Posteroanterior), Lateral, Axial y Oblicua.
- Posición anatómica del paciente. Por un lado se identifica la posición global del paciente y, por otro, la colocación concreta de la parte corporal en relación con la mesa radiográfica o el receptor de imagen. Las posiciones generales del cuerpo son bipedestación (de pie o posición vertical), sedestación (posición incorporada con el paciente sentado), decúbito (tumbado en cualquier posición), supino (tumbado sobre la espalda) y prono (tumbado boca abajo), mientras que las posiciones corporales serían lateral derecha e izquierda, posterior derecha e izquierda, etc.
- Posición automática. Consiste en la posición relativa del tubo respecto del receptor de imagen y queda determinada por mesa/pared/directo + distancia, donde mesa y pared indican que el receptor se encuentra dentro del bucky de mesa o pared, respectivamente, y directo indica que el receptor se encuentra fuera del bucky.

Cada vista radiográfica lleva asociada una técnica radiográfica definida en este caso por:

- Nombre de la vista. Por ejemplo: Cráneo PA.
- Tamaño del paciente. Los pacientes se clasifican en pequeño, mediano y grande en el caso de adultos, y en muy bajo peso al nacer, bajo peso al nacer, neonato, bebé, niño, preadolescente y adolescente en el caso de pacientes pediátricos.
- Tensión pico (kVp). A cada vista le corresponde un kVp adecuado.
- Filtro. Se indica si es necesario el uso de filtros adicionales para endurecer la calidad del haz, lo que resulta muy útil para reducir la dosis. Suele aplicarse en pacientes pediátricos.
- Carga (mAs). Resulta el producto de la corriente (mA) por el tiempo (ms), con el criterio de máxima corriente y mínimo tiempo.
- Control Automático de Exposición. Se indica si está o no activado y qué cámaras utiliza (central, laterales o todas).
- Tipo de rejilla antidifusora. Se concreta qué rejilla es necesario emplear, indicando su distancia de focalización.

# Capítulo 2

## Fundamentos Físicos

### 2.1. Producción de rayos X

Se denomina radiación ionizante a la radiación capaz de arrancar electrones de los átomos y moléculas del medio que atraviesa [4]. La radiación directamente ionizante es la formada por partículas cargadas (electrones, protones, partículas alfa e iones pesados) que transfieren directamente su energía a la materia mediante la interacción de Coulomb. Los rayos X y gamma, con energía superior a 10 keV, y los neutrones, conforman la radiación indirectamente ionizante, que primero transfiere su energía a las partículas cargadas del medio que atraviesan, las cuales interaccionan posteriormente con la materia [5]. La energía de los rayos X empleados en Radiodiagnóstico se encuentra en el rango entre los 10 y 150 keV. [6]

#### 2.1.1. Radiación de frenado y característica

Los rayos X se producen en el interior de un tubo de vidrio en el que previamente se ha hecho el vacío. El cátodo (−) es calentado por una corriente eléctrica generando una nube de electrones libres en su superficie. Estos electrones son acelerados al aplicar una diferencia de potencial hasta llegar al blanco o ánodo (+).

Al impactar con el ánodo, los electrones interaccionan con los átomos del mismo, transfiriendo su energía cinética. El 99 % de esta energía se convierte en calor, los electrones incidentes interaccionan con los electrones externos de los átomos del blanco, pero no les transfieren energía suficiente para ionizarlos. Estos electrones atómicos pasan a un nivel excitado de energía para luego volver a su estado fundamental con la correspondiente emisión de radiación infrarroja, es decir, de calor. El 1 % restante se emplea en la producción de rayos X por dos procesos físicos: radiación de frenado (*bremsstrahlung*) y radiación característica. [2]

La radiación de frenado es la radiación electromagnética emitida como consecuencia de la interacción coulombiana entre el electrón incidente y los núcleos de los átomos del ánodo, y produce la desviación del electrón de la trayectoria inicial.

Los rayos X característicos se originan cuando el electrón incidente arranca un electrón de una capa interna de los átomos que componen el blanco, dejando al átomo en un estado excitado. El hueco es ocupado por un electrón de una capa superior emitiendo un fotón con una energía igual a la diferencia de energía entre los dos niveles. La energía de estos fotones depende, por tanto, del material del ánodo.

La Figura 2.1 presenta de forma esquemática la emisión de fotones de rayos X de frenado (a.) y característicos (b.). En la Figura 2.1.a, 1 es el  $e^-$  incidente procedente del cátodo y 2 es el fotón de frenado emitido por el cambio en la trayectoria de dicho  $e^-$ . En la Figura 2.1.b, 1 representa el  $e^-$  incidente que arranca un  $e^-$  de una capa interna del átomo del blanco (2) produciendo la emisión de fotones (3) cuando los electrones de capas externas cubren los huecos vacantes.

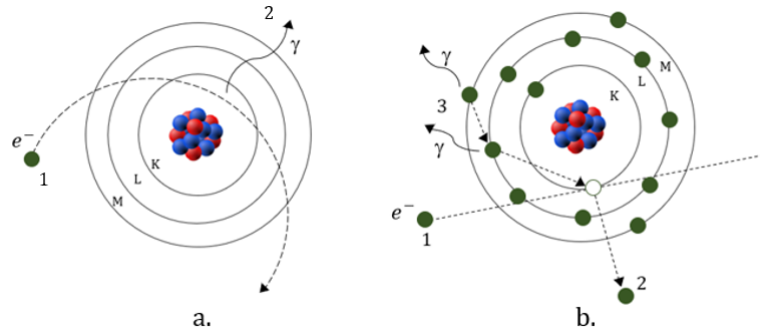


Figura 2.1: Esquema de la emisión de fotones de rayos X de frenado o *bremsstrahlung* (a.) y característicos (b.).

### 2.1.2. Espectro de rayos X

El espectro de emisión de un tubo de rayos X consiste en una representación gráfica de la distribución en energía de los fotones que salen del mismo. Está formado por el espectro continuo de los fotones que provienen de la radiación de frenado y el espectro discreto de los rayos X característicos, su forma depende de varios factores que se discuten en la Sec. 2.1.3. La Figura 2.2 muestra un espectro típico.

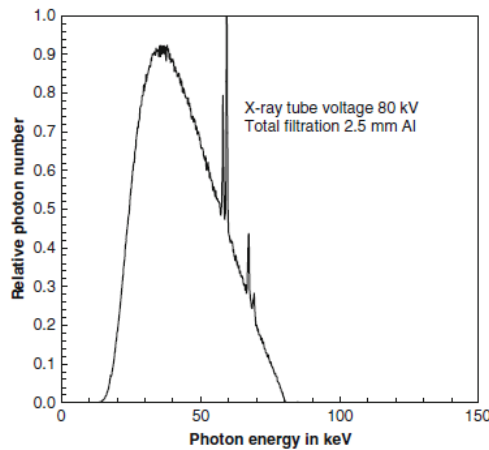


Figura 2.2: Espectro producido por un tubo de rayos X, alimentado con una tensión de 80 kVp, con un ánodo de W angulado 10° y una filtración total de 2.5 mm Al. [6]

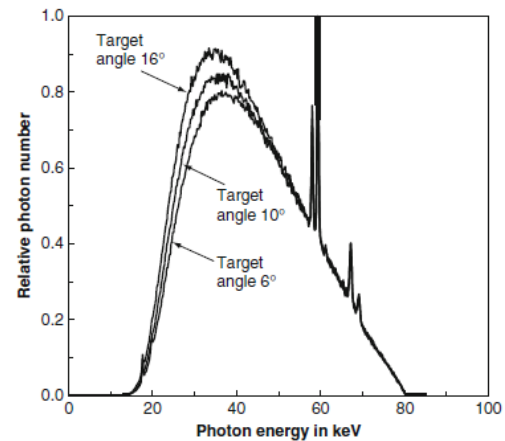


Figura 2.3: Dependencia del espectro de rayos X con el ángulo del ánodo: 6°, 10° y 16°. [6]

### 2.1.3. Factores que modifican la forma del espectro

La cantidad de energía perdida por el electrón debido a la interacción coulombiana es muy variable, y por lo tanto, también lo es la energía de los fotones de rayos X generados. El límite superior del espectro continuo corresponde a cuando el electrón pierde toda su energía cinética en la producción del fotón, es decir,  $E_{max} = eU_p$ , donde  $e = 1.6 \times 10^{-19}$  C es la carga del electrón y  $U_p$  es la tensión pico del tubo. De esta forma, el espectro continuo toma valores entre cero y dicho límite superior [6], y su energía media es aproximadamente  $1/3 E_{max}$ .

Al aumentar la tensión de tubo, aumenta la energía cinética de los electrones, y así el número de rayos X producidos y la energía de los mismos.  $E_{max}$  se incrementa, por lo que la energía media del espectro crece, afectando conjuntamente a la amplitud, que se ve incrementada, y a la posición del espectro continuo, que sufre un desplazamiento hacia energías mayores. La posición de las líneas del espectro discreto no se ve modificada. [7]

El espectro de un haz de rayos X puede modificarse variando la intensidad de corriente del tubo, número de electrones por segundo que son acelerados e impactan contra el ánodo, así como el tiempo de exposición. Estas variaciones no modifican la calidad del haz, ya que su energía media y su capacidad de penetración se mantienen constantes, pero sí cambia la cantidad total de fotones que lo componen, y por tanto, aumenta la altura de la curva del espectro continuo. La posición de las líneas del espectro discreto respecto a su energía, permanece invariante. El producto de la intensidad de corriente por el tiempo de exposición constituyen la carga de disparo. La cantidad de radiación de frenado que se produce es proporcional al número atómico  $Z$  del ánodo. Cuanto más alto sea  $Z$  mayor será el número de fotones que se producen y, por tanto, aumenta la altura de la curva del espectro continuo. La posición de las líneas de emisión en el espectro discreto está determinada por el material del ánodo, de forma que un cambio en el material supone un espectro discreto diferente. [7]

Cuanto menor es el ángulo del ánodo, menor es el número de fotones emitidos en la dirección central del haz, y por tanto, el máximo del espectro continuo se desplaza hacia energías mayores [6]. En el caso del espectro discreto, la posición de las líneas respecto a su energía no cambia, sólo la intensidad de las mismas puede verse reducida. La Figura 2.3 muestra este comportamiento.

La aplicación de filtros elimina los fotones de baja energía produciendo un endurecimiento del haz, es decir, un aumento de la energía media del mismo. Los fotones de baja energía no intervienen en la formación de la imagen pero incrementan la dosis absorbida por el paciente.

Los filtros atenúan de forma distinta los fotones en función de su energía, por lo que la tensión no resulta suficiente para conocer la calidad del haz y su capacidad de penetración en la materia. Se define así la capa hemirreductora de un haz de rayos X como el espesor de un determinado material necesario para reducir la exposición a la mitad. El aluminio es el material empleado habitualmente como filtro para el rango de energías en radiodiagnóstico, por lo que el valor de la capa hemirreductora suele expresarse en mm Al.

La filtración añadida conlleva un aumento de la energía efectiva del haz de rayos X, esto es, una mayor capacidad de penetración. El máximo de la distribución energética al aumentar la filtración se desplaza hacia mayores energías como se observa en la Figura 2.4. [6]

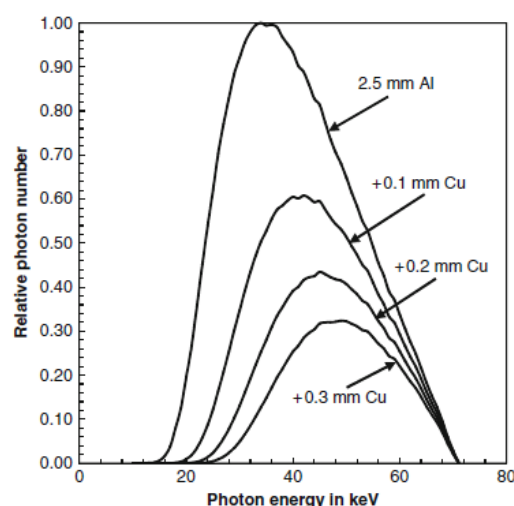


Figura 2.4: Efecto de la filtración añadida en el espectro de rayos X para una tensión de tubo de 70 kVp. [6]

## 2.2. Interacción de los rayos X con la materia

La descripción de la interacción de los rayos X con la materia requiere considerar su carácter corpuscular, es decir, que son partículas, llamadas fotones, que interaccionan de forma estocástica con los electrones del medio. Los fotones al pasar a través de la materia experimentan pocas interacciones, a diferencia de los electrones que ceden su energía de forma casi continua. En cada interacción se crean partículas ionizantes secundarias, que pueden ser cargadas, electrones, que depositan su energía en la zona de interacción, o no cargadas, fotones secundarios, que pueden ser transportados a cierta distancia antes de interaccionar. [4]

Antes de describir los procesos de interacción a nivel microscópico y macroscópico, se presentan las principales magnitudes que describen el haz de radiación y la transferencia de energía a la materia, así como los coeficientes de interacción y sus magnitudes asociadas.

## 2.2.1. Magnitudes y Unidades

### 2.2.1.1. Radiometría

Se define la fluencia de fotones,  $\Phi$ , de un haz de rayos X [8] como el siguiente cociente:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (2.1)$$

siendo  $dN$  el número de fotones que inciden, independientemente de su energía, sobre una esfera de sección transversal  $da$ . La unidad de la fluencia de fotones en el SI es el  $m^{-2}$ . La fluencia energética,  $\Psi$ , queda definida por el siguiente cociente:

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad (2.2)$$

donde  $dR$  es la energía radiante que incide sobre una esfera de sección transversal  $da$ . La energía radiante es la energía, excluida la energía en reposo, de las partículas que son emitidas, transferidas o recibidas. La unidad de la fluencia energética en el SI es el  $Jm^{-2}$ . La esfera de sección transversal  $da$  expresa el hecho de considerar un área perpendicular a la dirección de cada partícula. Las magnitudes fluencia y fluencia energética son aplicables en aquellas situaciones en las que las interacciones son independientes de la dirección de las partículas incidentes. [8] Las distribuciones en energía de la fluencia y de la fluencia energética,  $\Phi_E$  y  $\Psi_E$ , vienen dadas por:

$$\Phi_E = \frac{d\Phi}{dE}, \quad \Psi_E = \frac{d\Psi}{dE} \quad (2.3)$$

donde  $d\Phi$  es la fluencia de partículas con energías comprendidas entre  $E$  y  $E + dE$ , y  $d\Psi$  es su fluencia energética. Ambas distribuciones se relacionan por la siguiente expresión:

$$\Psi_E = E\Phi_E \quad (2.4)$$

Las unidades de la distribución en energía de la fluencia y de la fluencia energética son, en el SI,  $J^{-1}m^{-2}$  y  $m^{-2}$ , respectivamente. [8]

### 2.2.1.2. Coeficientes de interacción y magnitudes asociadas

Las probabilidades de los procesos de interacción entre radiación y materia se describen con los coeficientes de interacción. El coeficiente de interacción de un proceso depende del medio y del tipo y energía de la radiación. El coeficiente fundamental es la sección eficaz,  $\sigma$ , del proceso [8]:

$$\sigma = \frac{P}{\Phi} \quad (2.5)$$

donde  $P$  es la probabilidad de que ocurra una interacción en un blanco sometido a una fluencia de partículas  $\Phi$ . La unidad más frecuentemente utilizada para la sección eficaz es el barn ( $1b=10^{-28} m^2$ ). Si las partículas incidentes pueden sufrir distintos tipos de interacción con el blanco, la sección eficaz resultante o total se expresa como la suma de sus secciones eficaces parciales.

El coeficiente de atenuación lineal  $\mu$  [8] de un material es la probabilidad de interacción por unidad de recorrido, es decir, la fracción de fotones,  $dN/N$ , que interaccionan por unidad de longitud,  $dl$ , del material absorbente:

$$\mu = \frac{1}{dl} \frac{dN}{N} \quad (2.6)$$

La unidad del coeficiente de atenuación lineal en el SI es el  $m^{-1}$ . El coeficiente de atenuación másico,  $\mu/\rho$ , se define como el cociente entre el coeficiente de atenuación lineal y la densidad del medio. Puesto que el coeficiente de atenuación lineal depende de la densidad del medio absorbente, el uso del coeficiente de atenuación másico  $\mu/\rho$  reduce esta dependencia.

El coeficiente másico de atenuación se puede expresar en función de la sección eficaz total de la siguiente forma:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{N_A}{M} \sigma = \frac{N_A}{M} \sum_J \sigma_J \quad (2.7)$$

con  $N_A$  el número de Avogadro,  $M$  la masa molar del material del blanco y  $\sigma_J$  la sección eficaz parcial de la interacción de tipo  $J$ .

El coeficiente másico de transferencia de energía,  $\mu_{tr}/\rho$ , de un material para partículas sin carga [8], está definido por el cociente:

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{1}{\rho dl} \frac{dR_{tr}}{R} \quad (2.8)$$

donde  $dR_{tr}/R$  es la fracción de energía radiante incidente que al atravesar una distancia  $dl$  en un material de densidad  $\rho$  es transformada, a través de las interacciones, en energía cinética de partículas cargadas. La unidad del coeficiente másico de transferencia de energía en el SI es el  $\text{m}^2\text{kg}^{-1}$ .  $\mu_{tr}/\rho$  puede expresarse en función de las secciones eficaces parciales  $\sigma_J$  según:

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{N_A}{M} \sum_J f_J \sigma_J \quad (2.9)$$

donde  $f_J$  es la fracción promedio de la energía de la partícula incidente que se transforma por las interacciones de tipo  $J$  en energía cinética de las partículas cargadas.

El coeficiente másico de transferencia de energía se relaciona con el coeficiente másico de atenuación [8] de la siguiente forma:

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = f \frac{\mu}{\rho} \quad (2.10)$$

donde  $f = \sum_J f_J \sigma_J / \sum_J \sigma_J$ .

El coeficiente másico de absorción de energía,  $\mu_{en}/\rho$ , de un material para partículas sin carga, se define como el producto:

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = (1 - g) \frac{\mu_{tr}}{\rho} \quad (2.11)$$

donde  $g$  es la fracción de energía de las partículas cargadas liberadas que se pierde por procesos radiativos en el material. La unidad del coeficiente másico de absorción de energía en el SI es el  $\text{m}^2\text{kg}^{-1}$ . En el rango de energías empleado en radiodiagnóstico  $g \approx 0$ , por lo que los coeficientes másicos de absorción de energía son aproximadamente iguales a los coeficientes másicos de transferencia de energía. [8]

### 2.2.1.3. Dosimetría

El kerma en aire [8] se define como la energía cinética transferida por los fotones a los electrones del aire por unidad de masa, y queda determinado por el cociente:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.12)$$

donde  $dE_{tr}$  es la suma de las energías cinéticas iniciales de todos los electrones liberados por fotones en una masa de aire  $dm$ . La unidad del kerma en aire en el SI es el Gray (Gy), que es igual a 1 J/kg.

El kerma en aire debido a fotones de energía  $E$ ,  $K_a(E)$ , para una fluencia,  $\Phi$ , de partículas sin carga con energía  $E$ , se expresa como:

$$K_a(E) = \Phi E \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{aire} \quad (2.13)$$

donde  $\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)_{aire}$  es el coeficiente másico de transferencia de energía en el aire para fotones de energía  $E$ . [8] En cálculos dosimétricos, el kerma en aire,  $K_a$ , se expresa en función de la distribución en energía de la fluencia de fotones  $\Phi_E$ :

$$K_a = \int \Phi_E \cdot E \cdot \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)_{aire} \cdot dE \quad (2.14)$$

Aunque el kerma es una magnitud que representa la transferencia inicial de energía a la materia, se emplea como una aproximación de la dosis absorbida cuando existe equilibrio de partículas cargadas.

### 2.2.2. Descripción microscópica: Procesos de interacción

Los fotones pueden interaccionar con electrones atómicos, núcleos, átomos o moléculas, la probabilidad de interacción queda descrita por la sección eficaz  $\sigma$ . En los procesos de absorción el fotón incidente pierde toda su energía y se la transfiere al medio con el que interacciona. Se emiten partículas secundarias durante o tras la interacción. En los procesos de dispersión, el fotón incidente interacciona con el medio variando su energía, dirección y momento. Los principales procesos de absorción son el efecto fotoeléctrico y la producción de pares, mientras que los procesos de dispersión fundamentales son el efecto Compton o dispersión incoherente, y la dispersión de Rayleigh o coherente. [4].

A continuación se describen los efectos más relevantes en el rango de las energías empleado en Radiodiagnóstico.

#### 2.2.2.1. Efecto fotoeléctrico

En el efecto fotoeléctrico [5] un fotón de energía  $h\nu$ , donde  $h = 6.63 \times 10^{-34}$  Js es la constante de Planck y  $\nu$  es la frecuencia, interacciona con un átomo transfiriendo su energía a un electrón de las capas internas, de forma que este electrón sale con una energía,  $T$ , que es la diferencia entre la energía del fotón incidente y la energía de ligadura del electrón al átomo,  $E_B$ . El hueco que deja dicho electrón es ocupado por un electrón de las capas superiores emitiendo un fotón de energía característica, con dirección aleatoria.

$$T = h\nu - E_B \quad (2.15)$$

Esta energía resulta independiente del ángulo de emisión,  $\Theta$ , del electrón. Se trata de un proceso que ocurre únicamente cuando la energía del fotón incidente es mayor que la energía de enlace del electrón al átomo, es decir, si  $h\nu > E_B$ . Es el proceso microscópico responsable de la absorción de los rayos X y de la generación del contraste de la imagen radiológica. En la Figura 2.5 se muestra un esquema de la cinemática del proceso.

La sección eficaz por átomo para el efecto fotoeléctrico, puede aproximarse por la siguiente expresión [6]

$$\sigma_f \approx k \frac{Z^n}{(h\nu)^m} \quad (2.16)$$

donde  $k$  es una constante. En el rango de energías  $h\nu \leq 100$  keV, en el que el efecto fotoeléctrico es predominante,  $n = 4$  y  $m = 3$ , por lo que a partir de la Eq. 2.7 se obtiene el coeficiente de atenuación lineal para el efecto fotoeléctrico,  $\mu_f$ :

$$\mu_f = \rho \frac{Z^3}{(h\nu)^3} \quad (2.17)$$

Tanto  $\sigma_f$  como  $\mu_f$ , dependen de la energía  $h\nu$  y del número atómico del material  $Z$ .

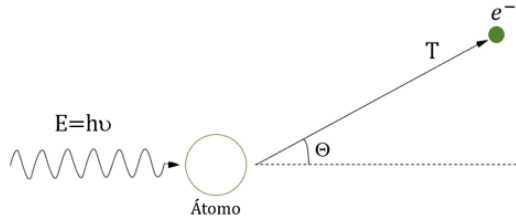


Figura 2.5: Esquema de la cinemática del efecto fotoeléctrico.

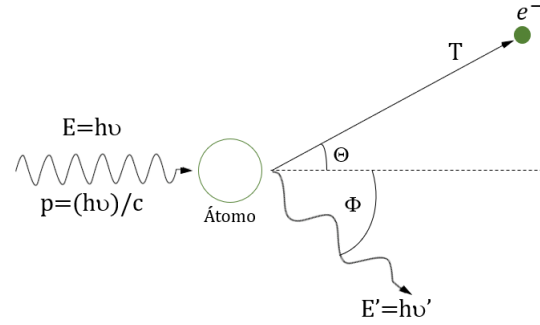


Figura 2.6: Esquema de la cinemática del efecto Compton.

### 2.2.2.2. Efecto Compton

La dispersión inelástica o Compton se produce cuando la energía del fotón incidente es muy superior a la energía de enlace del electrón al átomo. En este caso, el fotón, en vez de ser absorbido, es dispersado, al ionizar al átomo liberando un electrón de sus capas externas, variando su dirección y perdiendo energía. La energía perdida depende del ángulo de dispersión.

El fotón, de energía  $h\nu$  y momento  $h\nu/c$ , donde  $c = 3 \times 10^8$  m/s es la velocidad de la luz, colisiona con un electrón en reposo, de forma que el electrón sale con un ángulo  $\Theta$  y energía cinética  $T$ , mientras que el fotón se dispersa un ángulo  $\Phi$  con una energía menor  $h\nu'$ . El tratamiento relativista de la colisión se basa en la conservación tanto de la energía como del momento, de forma que el siguiente conjunto de ecuaciones (2.18) proporciona una descripción completa de la cinemática del efecto Compton [6], mientras que la Figura 2.6 muestra un esquema de la misma.

$$T = h\nu - h\nu' \quad (2.18)$$

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \left(\frac{h\nu}{m_0c^2}\right)(1 - \cos \Phi)}$$

$$\cot \Theta = \left(1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}\right) \tan \frac{\Phi}{2}$$

donde  $m_0c^2 = 511$  keV es la energía en reposo del electrón.

Para calcular la sección eficaz del efecto Compton, Klein y Nishina (K-N) [6] aplicaron la teoría relativista de Dirac al electrón, llegando a la siguiente aproximación para la sección eficaz diferencial, para la dispersión de fotones a un ángulo  $\theta$ , por unidad de ángulo sólido y por electrón:

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} \propto r^2 \left[ r + \frac{1}{r} - 1 + (\cos \Delta\theta)^2 \right] \quad (2.19)$$

donde  $r = \frac{E'}{E}$ . La integración sobre todos los ángulos de dispersión de los fotones para la obtención de la sección eficaz total de K-N por electrón,  $\sigma_e$ , resulta compleja. Si se desprecia la energía de enlace del electrón, la sección eficaz por átomo del efecto Compton resulta [6]

$$\sigma_c = \sigma_e Z \quad (2.20)$$

por lo que aplicando la Eq. 2.7 el coeficiente de atenuación lineal para el efecto Compton,  $\mu_c$ , viene dado por:

$$\mu_c = \rho N_A \sigma_e \frac{Z}{A} \quad (2.21)$$

donde  $A$  es el número másico del material.  $Z/A$  oscila entre 0.5 y 0.4, a excepción del hidrógeno para el que  $Z/A = 1$ , tendiendo a disminuir de forma gradual conforme  $Z$  aumenta, por lo que  $\mu_c$  es, de forma aproximada, independiente de  $Z$ .



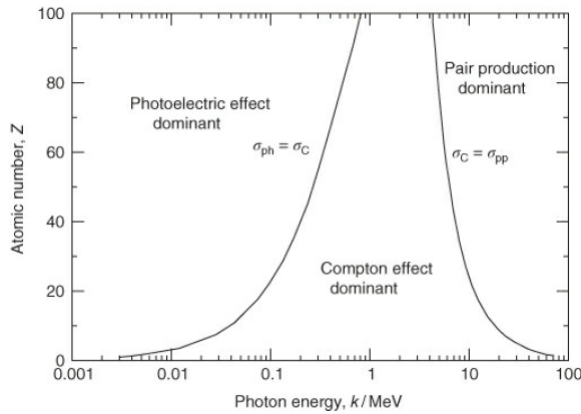


Figura 2.7: Importancia relativa de los tres principales tipos de interacción de los fotones y su dependencia con el número atómico  $Z$  del material absorbente y la energía  $h\nu$ . [5]

La importancia de los procesos de interacción depende del número atómico  $Z$  del material absorbente, así como de la energía del fotón. La Figura 2.7 muestra el comportamiento de la sección eficaz y distintas regiones en las que predomina cada efecto. Las curvas representan las zonas en las que dos tipos de interacción son igual de probables. Como se puede observar, el efecto fotoeléctrico es el dominante a bajas energías, el efecto Compton cobra importancia en las energías medias y la producción de pares lo hace para altas energías. Para valores bajos y medios de  $Z$  (aire, agua, tejido humano) la región en la que el efecto dominante es el Compton es muy ancha, extendiéndose desde los 20 keV hasta los 30 MeV, sin embargo, se hace más estrecha a medida que aumenta  $Z$ . [5]

Por tanto, en el rango de energías empleado en Radiodiagnóstico, entre los 10 y 150 keV, los efectos dominantes son el fotoeléctrico y Compton. La probabilidad de interacción del proceso puede obtenerse a partir de la Eq. 2.5 tomando las secciones eficaces y los coeficientes de interacción de dicho proceso, para el material correspondiente, de la base de datos del Instituto Nacional de Estándares y Tecnología (NIST por sus siglas en inglés).

### 2.2.3. Descripción macroscópica

El haz generado por el tubo de rayos X, denominado haz directo o primario, entra en el paciente de forma que una parte de los fotones lo atraviesa sin interaccionar (radiación primaria transmitida), otra es absorbida y otra es dispersada en direcciones múltiples. De esta forma, la radiación total que llega al receptor de imagen es la suma de la radiación primaria y dispersa transmitida por el paciente y el resto de los elementos de la cadena de imagen.

La imagen radiológica se forma por la interacción de los fotones primarios emergentes del cuerpo del paciente con el receptor de imagen, mientras que la radiación dispersa llega al sistema de imagen sin mantener correlación con las estructuras atravesadas, reduciendo de esta forma el contraste y dificultando la distinción de las mismas.

#### 2.2.3.1. Penetración de los rayos X

##### 2.2.3.1.1. Ley de atenuación exponencial

Cuando un haz de rayos X penetra un medio material, se produce una atenuación del mismo, que conlleva una disminución del número de fotones que lo constituyen. Esta atenuación se debe tanto a los procesos de absorción por parte de los átomos del medio, como a los procesos de dispersión de los fotones incidentes, que experimentan un cambio en su dirección, así como una reducción de su energía. El número de fotones primarios de un haz monoenergético,  $dN$ , que interacciona con una capa fina de espesor  $dx$  a la profundidad  $x$  es proporcional al espesor de la capa y al número de fotones que inciden sobre ella:

$$dN = -\mu dx N(x), \quad (2.22)$$

el signo negativo indica que los fotones se eliminan del haz. Integrando esta expresión desde  $x = 0$  hasta  $x = z$ , se obtiene la Ley de atenuación exponencial [4], que representa el número de fotones primarios que se transmiten a través de un medio de espesor  $z$ :

$$N(z) = N_0 e^{-\mu z} \quad (2.23)$$

con  $N_0 = N(0)$  el número de fotones incidentes y  $\mu$  el coeficiente de atenuación lineal del medio, que relaciona, a través de la Eq. 2.7, los procesos de interacción a nivel microscópico con la absorción y dispersión a nivel macroscópico.

### 2.2.3.1.2. Atenuación por el paciente

Las propiedades de atenuación de los distintos tipos de tejido y órganos del paciente respecto a los fotones de rayos X en el rango entre los 10-150 keV vienen determinadas por los efectos fotoeléctrico y Compton. La posibilidad de observar las diversas estructuras se debe a las diferencias en la transmisión del haz, es decir, la radiación es modulada por el cuerpo del paciente en función de los coeficientes de atenuación lineales y los espesores de cada tejido, así como de los parámetros de exposición escogidos. La radiación dispersa disminuye la profundidad de dicha modulación. [6]

### 2.2.3.1.3. Atenuación por los elementos de la cadena de imagen

En un equipo de radiografía digital, la imagen diagnóstica se obtiene a través de una serie de componentes que integran lo que se conoce como cadena de imagen. Una vez que el haz de rayos X generado en el tubo atraviesa las distintas filtraciones añadidas de Al y/o Cu, se dirige hacia el paciente para llegar hasta el receptor de imagen atravesando los siguientes elementos: tablero, rejilla antidifusora y cámaras del CAE.

Las capas intermedias entre el paciente y el receptor de imagen atenúan la radiación aumentando la exposición al paciente si se quiere mantener la misma calidad de imagen. La Figura 2.8 muestra dichas capas intermedias en el esquema básico de un dispositivo de radiografía, donde  $f$  es la distancia del foco al receptor de imagen y  $z$  es el espesor del paciente.

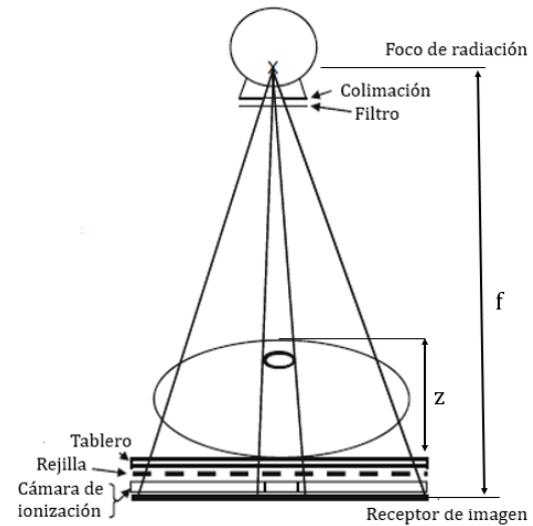


Figura 2.8: Esquema básico de un dispositivo de imagen radiográfica: capas intermedias entre el paciente y el receptor de imagen. [6]

El factor de atenuación total del equipo  $m$  se define como el producto de los factores de atenuación de cada uno de los componentes entre la superficie de salida del paciente y el receptor de imagen,  $m = m_{\text{tablero}} \cdot m_{\text{rejilla}} \cdot m_{\text{CAE}} \cdot m_{\text{geometria}}$ , y describe junto con el espesor equivalente en mm Al, el comportamiento de estas capas intermedias ante el paso de la radiación. Aunque puede considerarse como un conjunto, la optimización de las propiedades del sistema de imagen requiere examinar cada componente por separado, ya que cada una de ellas presenta un comportamiento distinto, y por tanto, un factor de atenuación diferente. Este factor puede entenderse como la inversa de la transmisión primaria,  $\frac{1}{T_P}$ , a través cada componente.

#### Tablero.

El tablero, o mesa radiográfica, sobre el que se sitúa al paciente debe estar constituido por un material que presente baja atenuación y libre de estructuras que puedan dar lugar a artefactos en la imagen radiográfica. Si dicho tablero está diseñado por capas de fibra de carbono y poliestireno, se puede alcanzar una atenuación de 1 mm Al que, para una tensión de tubo de 80kVp supone un factor de atenuación, de acuerdo con IEC 61223-3-1 (1999) [6], de  $m_{\text{tablero}} = \frac{1}{T_P^{\text{tablero}}} = 1.25$ .

### Rejilla antidifusora

La rejilla antidifusora es el elemento más importante empleado para la reducción de la radiación dispersa que llega al receptor de imagen y la mejora del contraste (Sec. 2.2.3.2.2). Su uso implica un aumento de la exposición al paciente, de forma que en situaciones en las que no mejora la calidad de la imagen, como es el caso de pacientes pediátricos, no es recomendable utilizarla. Dicho aumento de la exposición viene dado por el factor de Bucky,  $B$ , (Eq. 2.36), el cual debe ser lo más pequeño posible, lo que se consigue aumentando la transmisión de la radiación primaria por la rejilla  $T_P^{rejilla}$ .

Las rejillas formadas por una cubierta, y un material de interespaciado, de carbono producen mayores mejoras en el contraste, y factores de Bucky menores que las formadas por aluminio. Las características de atenuación de las rejillas antidifusoras tienen que ser determinadas tal y como se describe en la Sec. 3.3.3.1, reproduciendo las condiciones clínicas, con los maniqués adecuados, dado que dependen de la geometría, el espesor del paciente y la tensión empleada. Por tanto, los factores de atenuación de las rejillas dados en las especificaciones técnicas, se emplean sólo como referencia. El factor de atenuación, para la tensión de 80 kVp, dado en IEC 61223-3-1 (1999), es  $m_{rejilla} = \frac{1}{T_P^{rejilla}} = 1.43$ . [6]

### Cámaras de ionización

Las cámaras de ionización son los dispositivos empleados por el Control Automático de Exposición para medir la radiación. Están situadas detrás de la rejilla antidifusora, en frente del receptor de imagen, y debido a esta localización, la atenuación de la radiación debe ser lo más baja posible, además deben estar libres de elementos que creen artefactos en la imagen radiográfica. El factor de atenuación, para una tensión de tubo de 80 kVp, de las cámaras de ionización es, según IEC 61223-3-1 (1999),  $m_{CAE} = \frac{1}{T_P^{CAE}} = 1.11$ . [6]

### Geometría

La geometría de los distintos elementos que forman la cadena radiográfica tiene una gran importancia en términos de exposición al paciente y calidad de imagen. La presencia de la rejilla y la cámara de ionización en la cadena de imagen, implica una cierta distancia entre el soporte del paciente y el receptor (gap), la cual debe considerarse para el cálculo del factor de atenuación total del equipo. La intensidad de la radiación primaria debe aumentarse, según la ley del inverso del cuadrado de la distancia, para obtener un kerma constante a la entrada del receptor cuando éste se aleja del paciente:

$$m_{geometria} = \left( \frac{f}{f-a} \right)^2 = \frac{1}{T_P^{gap}} \quad (2.24)$$

donde  $f$  es la distancia foco-receptor de imagen y  $a$  es la distancia entre el plano de salida del paciente y el receptor de imagen (gap).

Los factores de atenuación que se han mostrado, corresponden con valores típicos, obtenidos de IEC 61223-3-1 (1999), de la atenuación producida por los elementos situados entre el paciente y el receptor de imagen. Estos factores pueden, por tanto, tomar otro valor. No tienen en cuenta la radiación dispersa, por lo que consideran únicamente la atenuación de la radiación primaria. En el modelo desarrollado, se ha considerado conjuntamente la atenuación por el tablero y las cámaras del CAE, por lo que se ha determinado la transmisión de la radiación primaria por estos elementos,  $T_P^{bucky}$ , (Eq. 3.9). El factor de la parrilla se ha considerado mediante la transmisión de la radiación primaria a través de la rejilla,  $T_P^{rejilla}$ , (Eq. 2.38), y el de la geometría, a partir de la transmisión de la radiación primaria a través del gap de aire,  $T_P^{gap}$ , (Eq. 2.42).

### 2.2.3.2. Radiación dispersa

Como se ha mencionado previamente, la radiación primaria se reduce por los procesos de absorción y dispersión en el paciente. Los procesos de dispersión, en el rango de energías empleado en radiodiagnóstico, tienen lugar debido al efecto Compton, y generan radiación secundaria o dispersa, que es emitida en todas direcciones, incluida la dirección del haz primario, que llega al receptor reduciendo el contraste de la imagen. [6]

La cantidad de radiación dispersa que se produce cuando el haz primario atraviesa el cuerpo del paciente depende de la tensión del tubo y de la cantidad de volumen irradiado. Valores bajos de tensión implican menos radiación dispersa, y mejor contraste, sin embargo, disminuyen la penetración del haz, por lo que si se quiere obtener un número de fotones adecuado en el receptor de imagen es necesario aumentar la carga de disparo.

El volumen irradiado puede reducirse restringiendo el campo de radiación al área de interés, lo que se consigue empleando colimadores o sistemas de limitación del haz, así como mediante la compresión de los tejidos a explorar, especialmente en el caso de las mamografías.

Puesto que la radiación dispersa se origina principalmente en el cuerpo del paciente, al alejar el detector del mismo llega menos radiación dispersa, pero implica una magnificación de la parte estudiada que puede evitarse incrementando la distancia entre el foco y el paciente, con el inconveniente de aumentar la radiación empleada para que llegue el número de fotones adecuado al receptor de imagen.

#### 2.2.3.2.1. Descripción de la radiación dispersa

La fracción de radiación dispersa,  $S$ , se define como el cociente entre la intensidad de la radiación dispersa,  $I_S$ , y la intensidad de la radiación total  $I_T$  ( $I_T = I_P + I_S$ , donde  $I_P$  es la intensidad de la radiación primaria):

$$S = \frac{I_S}{I_T} = \frac{I_T - I_P}{I_T} \quad (2.25)$$

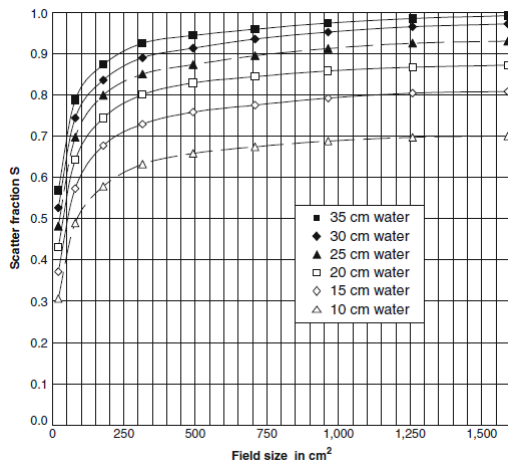


Figura 2.9: Dependencia de la fracción de radiación dispersa,  $S$ , con el tamaño de campo, para distintos espesores. La tensión empleada fue 80 kVp. [6]

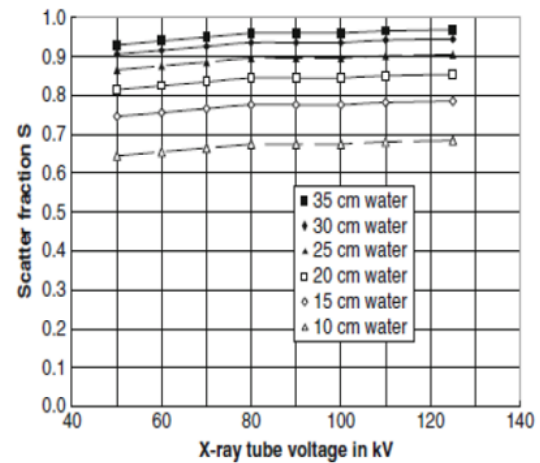


Figura 2.10: Dependencia de la fracción de radiación dispersa,  $S$ , con la tensión de tubo para distintos espesores. El tamaño de campo empleado fue de 700  $\text{cm}^2$ . [6]

La dependencia de la fracción de radiación dispersa que sale del paciente [6] con la tensión del tubo es muy pequeña, de hecho para un espesor y un tamaño de campo dados, la fracción de radiación dispersa es prácticamente constante en el rango de tensiones empleado en radiodiagnóstico, la Figura 2.10 muestra dicho comportamiento. La dependencia con el tamaño de campo se observa en la Figura 2.9. A partir de 500  $\text{cm}^2$  (campos clínicos),  $S_{\text{paciente}}$  no varía más de un 10 % con el tamaño de campo.

### 2.2.3.2.2. Métodos de rechazo de la radiación dispersa

La reducción de la radiación dispersa que llega al receptor, es el objetivo principal desde el punto de vista de la calidad de la imagen. A continuación se estudian distintos métodos de reducción de dicha radiación dispersa.

#### Rejilla antidifusora

El uso de las rejillas antidifusoras [6] es el método más aplicado y aceptado para la reducción de la cantidad de radiación dispersa en el receptor de imagen y la mejora del contraste. Son colocadas entre el paciente y el receptor de imagen.

Las rejillas están compuestas por un conjunto de láminas o septos de un material radiopaco, normalmente plomo, intercaladas por espaciadores de un material radiotransparente como es el aluminio o la fibra orgánica (carbono), de forma que absorben la radiación dispersa dejando pasar la radiación primaria. Esto supone un aumento de la dosis al paciente, ya que parte de la radiación primaria es absorbida haciendo necesario compensar esta absorción para que el receptor de imagen reciba la exposición adecuada. La rejilla está cubierta por una delgada capa de aluminio o carbono que le proporciona rigidez y la protege de la humedad. La Figura 2.11 muestra el diseño geométrico de una rejilla antidifusora.

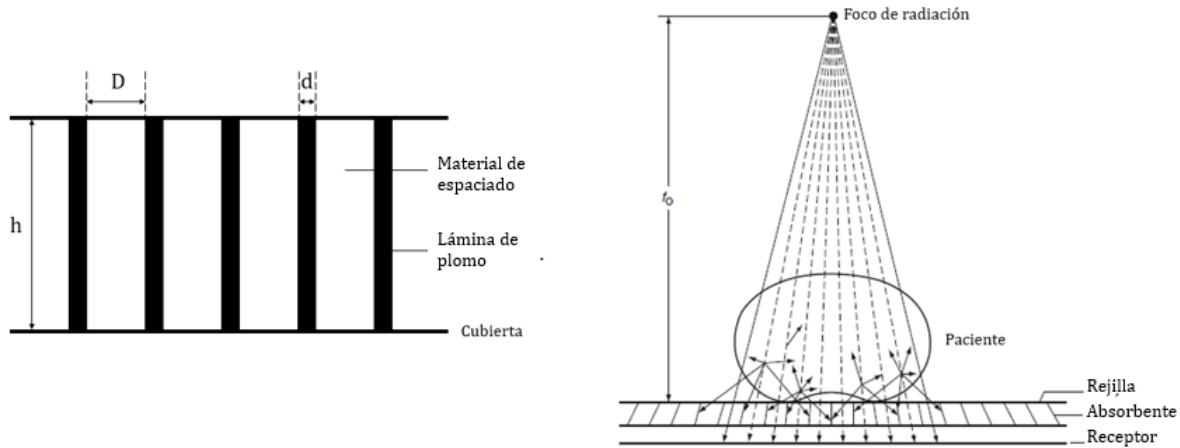


Figura 2.11: Diseño geométrico de una rejilla. [6]      Figura 2.12: Principio de una rejilla focalizada. [6]

Los parámetros geométricos que caracterizan la rejilla son la altura,  $h$ , y el espesor,  $d$ , de las láminas absorbentes, así como el espesor,  $D$ , del material de espaciado. A partir de estos parámetros se define la densidad de líneas,  $N$ , es decir, el número de líneas por centímetro [6]:

$$N = \frac{1}{D + d} \quad (2.26)$$

y el ratio de la rejilla,  $r$ , la relación entre la altura de las láminas de plomo y la distancia entre dos láminas consecutivas:

$$r = \frac{h}{D} \quad (2.27)$$

La penetración de la radiación dispersa a través de la rejilla disminuye conforme  $r$  aumenta, además de producirse una mayor absorción de la radiación primaria, implicando así un aumento de la dosis al paciente. Las rejillas más usadas son las que tienen un  $r$  de 8:1, 10:1 y 12:1, empleando normalmente las de menor  $r$  para técnicas que requieren bajos kVp.

En radiodiagnóstico, las rejillas focalizadas [6] son las que se utilizan con mayor frecuencia, en ellas las láminas de plomo están alineadas con la dirección de los rayos del haz, de forma que la atenuación de la radiación primaria es lo más baja posible. Sin embargo, sólo una pequeña fracción de la radiación dispersa que emerge del paciente pasa por la rejilla. La Figura 2.12 muestra el principio de una rejilla de este tipo.

La transmisión de la radiación primaria se considera óptima dentro de todo el campo de visión, si se encuentra a su distancia de focalización,  $f_0$ , y el centro del haz de radiación es perpendicular a la línea central de la misma. De lo contrario, se produce una pérdida uniforme de la radiación primaria transmitida junto con un aumento de la intensidad de la radiación dispersa, así como una mayor exposición del paciente. La pérdida de radiación primaria es proporcional a  $r$ , de forma que resulta de gran importancia que aquellas que presentan altos  $r$  sean correctamente centradas.

Si la rejilla está centrada correctamente pero se encuentra por encima o por debajo de la distancia de focalización, los artefactos de la rejilla se incrementan y el corte se hace aparente. El corte de la rejilla produce una densidad no uniforme en la imagen, así como diferencias en el contraste de la misma. Se produce por la falta de alineación entre el haz de rayos X y los espacios entre las láminas absorbentes, lo que conlleva sombras más grandes de éstas en la imagen. La Figura 2.13 muestra cómo afecta el desenfoque y el descentrado a la imagen de las láminas absorbentes. [6]

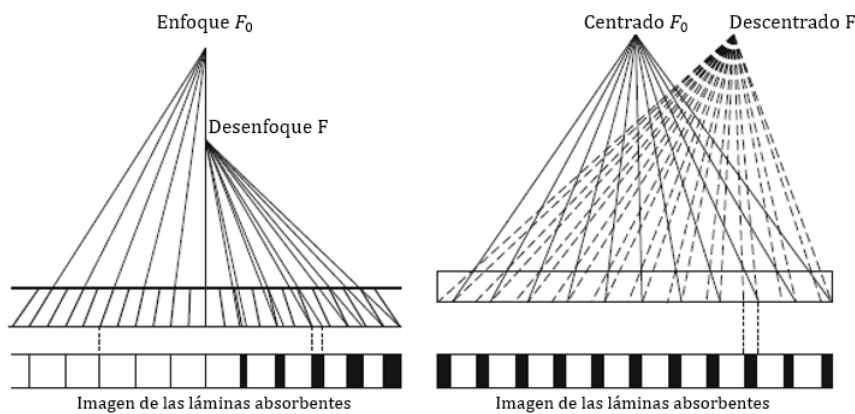


Figura 2.13: Imagen de las láminas absorbentes afectada por el desenfoque y el descentrado de la rejilla. [6]

La norma IEC 60627 establece los límites de aplicación de las rejillas antidifusoras como la distancia al foco a la cual la transmisión de la radiación primaria se reduce en el borde del receptor de imagen al 60 % del valor en el centro del haz. Los límites de aplicación inferior,  $f_1$ , y superior,  $f_2$ , pueden calcularse a partir de las fórmulas desarrolladas por Bolding en 1961 [6]:

$$f_1 = \frac{f_0}{1 + \frac{f_0 V_1}{rc}} \quad f_2 = \frac{f_0}{1 - \frac{f_0 V_2}{rc}} \quad (2.28)$$

donde  $c$  es la distancia desde la línea central al borde del área efectiva, y  $V_1$  y  $V_2$ , son las pérdidas de transmisión de la radiación primaria en los límites inferior y superior, respectivamente.

El problema fundamental de este tipo de rejillas antidifusoras reside en que la imagen de las láminas de plomo se superpone a la imagen útil, por lo que se desarrolla un método consistente en el movimiento de la rejilla durante la realización de la exploración radiográfica en dirección perpendicular a la de las láminas, de forma que tal movimiento emborrona la imagen de éstas y las hace indistinguibles en la imagen final. Este sistema de rejillas móviles se conoce como Potter-Bucky. [2]

### Técnica del espaciado de aire

La técnica del espaciado de aire o gap de aire es uno de los métodos empleados para el rechazo de radiación dispersa en radiodiagnóstico y se basa en la aplicación de una cierta distancia entre el paciente y el receptor de imagen. Se basa en que la intensidad de la radiación dispersa,  $I_S$ , en el receptor disminuye, en comparación con la intensidad de la radiación primaria  $I_P$ , al aumentar la distancia al paciente.

El modelo de Sorenson [9], es un modelo empírico que considera que la radiación dispersa procede de una fuente puntual efectiva situada entre el foco y el plano de salida del paciente o maniquí. El rechazo de la radiación dispersa a través del gap de aire se puede describir por este modelo. La Figura 2.14 muestra los parámetros geométricos del modelo, donde  $f$  es la distancia del foco al receptor de imagen,  $a$  es el tamaño del gap y  $x$  es la distancia entre la posición de la fuente efectiva y el plano de salida del maniquí o paciente.

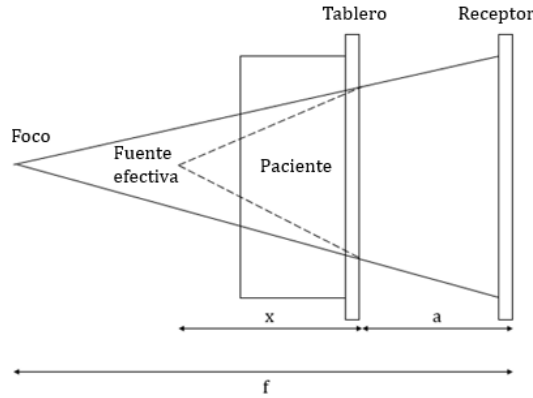


Figura 2.14: Parámetros geométricos del modelo empírico que describe el rechazo de la radiación dispersa por el gap de aire.

### 2.2.3.2.3. Magnitudes que describen los métodos de rechazo

En esta sección se exponen, de forma general, las magnitudes físicas que describen los métodos de rechazo de la radiación dispersa. Posteriormente, se particulariza para el caso de la rejilla antidifusora y el gap de aire.

Se define la transmisión de la radiación primaria,  $T_P$ , a través de un elemento de rechazo de la radiación dispersa, situado entre el paciente y el receptor de imagen, como el cociente entre las intensidades de la radiación primaria antes,  $I_P$ , y después,  $I'_P$ , de dicho elemento. [6]

$$T_P = \frac{I'_P}{I_P} \quad (2.29)$$

De forma análoga, se definen las transmisiones de las radiaciones dispersa,  $T_S$ , y total,  $T_T$ , por el mecanismo de rechazo de la radiación dispersa:

$$T_S = \frac{I'_S}{I_S} \quad T_T = \frac{I'_T}{I_T} \quad (2.30)$$

donde  $I_S$  e  $I'_S$ , son las intensidades de la radiación dispersa antes y después del mecanismo de rechazo de la radiación dispersa, e  $I_T$  e  $I'_T$ , son las intensidades de la radiación total antes y después de dicho elemento, respectivamente. Al igual que ocurre con  $I_T$  (ver Sec. 2.2.3.2.1), se verifica que  $I'_T = I'_P + I'_S$ .

La selectividad  $\Sigma$  [6] de un mecanismo de rechazo de la radiación dispersa se define como el cociente entre  $T_P$  y  $T_S$  por dicho mecanismo:

$$\Sigma = \frac{T_P}{T_S} \quad (2.31)$$

$\Sigma$  y  $T_P$  describen la reducción de la radiación dispersa por el mecanismo de rechazo. Altas  $\Sigma$  implican una mayor eficiencia de absorción de la radiación dispersa, de forma que se mejora el contraste de la imagen a costa de una mayor exposición del paciente.

La fracción de radiación dispersa tras el mecanismo de rechazo,  $S'$ , se define de la siguiente forma [6]

$$S' = \frac{I_S}{I_T} \cdot \frac{T_S}{T_T} = S \cdot \frac{T_S}{T_T} \quad (2.32)$$

que puede reescribirse como:

$$S' = \frac{S}{S + [1 - S]\Sigma} \quad (2.33)$$

donde  $S$  es la fracción de radiación dispersa antes de dicho mecanismo (ver Eq. 2.25). La fracción de radiación primaria tras el mecanismo de rechazo,  $P'$ , está determinada por:

$$P' = 1 - S' \quad (2.34)$$

La relación entre las radiaciones primaria y dispersa a través del mecanismo de rechazo,  $S'/P'$ , es la siguiente:

$$\frac{S'}{P'} = \frac{T_S}{T_P} \cdot \frac{S}{P} = \frac{1}{\Sigma} \cdot \frac{S}{P} \quad (2.35)$$

donde  $P = 1 - S$  es la fracción de radiación primaria antes del mecanismo.

Por último, se define el factor de Bucky,  $B$ , [6] como el factor por el que se debe aumentar la intensidad de los rayos X para mantener un nivel constante de exposición en el receptor de imagen y así compensar la disminución de la cantidad de radiación dispersa y primaria cuando se utiliza un mecanismo de rechazo.

$$B = \frac{1}{T_T} \quad (2.36)$$

Para conseguir un  $B$  lo más bajo posible, es importante una alta  $T_P$  del mecanismo de rechazo.

### Rejilla antidifusora

A continuación se adaptan las magnitudes descritas previamente para los métodos de rechazo de la radiación dispersa, al caso de la rejilla antidifusora.

En primer lugar, se define la transmisión de la radiación primaria por la rejilla geométrica,  $(T_P^{rejilla})_{geom}$ , que corresponde con la transmisión de la radiación primaria por la rejilla sino hubiese atenuación de la misma en el material de interespaciado.

$$(T_P^{rejilla})_{geom} = \frac{D}{D + d} \quad (2.37)$$

La transmisión de la radiación primaria por la rejilla,  $T_P^{rejilla}$ , se define de forma análoga a  $T_P$  (Eq. 2.29) [6]:

$$T_P^{rejilla} = \frac{I_P^{rejilla}}{I_P} \quad (2.38)$$

donde  $I_P^{rejilla}$  e  $I_P$ , son las intensidades de la radiación primaria en el receptor de imagen, con y sin parrilla, respectivamente. De esta forma, las transmisiones de la radiación dispersa por la rejilla,  $T_S^{rejilla}$ , y de la radiación total por la rejilla,  $T_T^{rejilla}$ , se definen, de acuerdo con la Eq. 2.30 de la siguiente forma:

$$T_S^{rejilla} = \frac{I_S^{rejilla}}{I_S} \quad T_T^{rejilla} = \frac{I_T^{rejilla}}{I_T} \quad (2.39)$$

donde  $I_S^{rejilla}$  e  $I_S$  son las intensidades de la radiación dispersa en el receptor de imagen, con y sin rejilla, y  $I_T^{rejilla}$  e  $I_T$ , son las intensidades de la radiación total en el receptor de imagen, con y sin rejilla, respectivamente.



A partir de la Eq. 2.31, se define la selectividad de la rejilla,  $\Sigma_{rejilla}$ , por el cociente:

$$\Sigma_{rejilla} = \frac{T_P^{rejilla}}{T_S^{rejilla}} \quad (2.40)$$

La fracción de radiación dispersa detrás de la rejilla,  $S_{rejilla}$ , puede calcularse a partir de la fracción de radiación dispersa a la salida del paciente,  $S_{paciente}$ , de acuerdo con la Eq. 2.33:

$$S_{rejilla} = \frac{S_{paciente}}{S_{paciente} + (1 - S_{paciente})\Sigma_{rejilla}} \quad (2.41)$$

por lo que la fracción de radiación primaria tras la rejilla,  $P_{rejilla}$ , vendrá dada por la Eq. 2.34, con  $S' = S_{rejilla}$ . Tanto  $S_{paciente}$ , como  $\Sigma_{rejilla}$  y  $S_{rejilla}$ , dependen de las variables  $U_p$ , el espesor  $z$  y el tamaño de campo  $r$ .

El factor de Bucky para la rejilla,  $B_{rejilla}$ , puede obtenerse de la expresión general (Eq. 2.36) tomando  $T_T = T_T^{rejilla}$ .

### Técnica del espaciado de aire

Al igual que se ha hecho para la rejilla antidifusora, se muestran las distintas magnitudes que caracterizan los métodos de rechazo de la radiación dispersa particularizadas para el caso del gap de aire según el modelo de la fuente efectiva de Sorenson [9].

La transmisión de la radiación primaria a través del gap de aire,  $T_P^{gap}$ , se define como:

$$T_P^{gap} = \left( \frac{f - a}{f} \right)^2 \quad (2.42)$$

La transmisión de la radiación dispersa a través del gap de aire,  $T_S^{gap}$ , queda descrita por la siguiente expresión:

$$T_S^{gap} = \left( \frac{x}{x + a} \right)^2 \quad (2.43)$$

La relación entre las fracciones de radiación dispersa y primaria,  $S_{gap}/P_{gap}$ , después del gap, viene dada por la siguiente expresión:

$$\frac{S_{gap}}{P_{gap}} = \frac{S_{paciente}}{P_{paciente}} \left[ \frac{x}{f - a} \cdot \frac{f}{x + a} \right]^2 \quad (2.44)$$

Despejando se llega a la siguiente igualdad [9], en la que se basa la obtención de  $x$ , como se detalla posteriormente:

$$\sqrt{\frac{P_{gap}}{S_{gap}}} \cdot \frac{f}{f - a} = \sqrt{\frac{P_{paciente}}{S_{paciente}}} \cdot \frac{x + a}{x} \quad (2.45)$$

De acuerdo con la definición de  $\Sigma$ , (Eq. 2.31), la selectividad del gap,  $\Sigma_{gap}$ , viene dada por [9]:

$$\Sigma_{gap} = \frac{\left( \frac{f - a}{f} \right)^2}{\left( \frac{x}{x + a} \right)^2} \quad (2.46)$$

$S_{gap}$ , puede calcularse a partir de la  $S_{rejilla}$ , de acuerdo con la Eq. 2.33:

$$S_{gap} = \frac{S_{paciente}}{S_{paciente} + (1 - S_{paciente})\Sigma_{gap}} \quad (2.47)$$

por lo que  $P_{gap}$ , vendrá dada por la Eq. 2.34, con  $S' = S_{gap}$ .  $S_{gap} = S_{receptor}$ , depende de las magnitudes  $f$ ,  $a$  y  $x$ , dependiendo esta última de  $U_p$ ,  $z$  y  $r$ .

## Capítulo 3

# Material y métodos

En este capítulo se describe el material empleado, así como los métodos de cálculo y medida seguidos, a la hora de determinar las técnicas para las vistas radiográficas de las salas bajo estudio.

### 3.1. Material

#### Equipos de rayos X

El modelo descrito en este trabajo se ha aplicado a los equipos de rayos X: GE Revolution XR/d (Sala 54 de Urgencias del Hospital Universitario Marqués de Valdecilla HUMV) y Carestream DRX Evolution Plus (Sala II de Radiodiagnóstico del Hospital de Sierrallana). En los que además se ha realizado el estudio de la dependencia funcional de los métodos de rechazo de la radiación dispersa. En la Sala 54 se ha utilizado un panel lineal, mientras que en la Sala II se ha empleado un panel logarítmico.

#### Rejillas antidifusoras

Las rejillas antidifusoras empleadas son de la marca Mitaya (Sala 54) y JPI (Sala II). La Tabla 3.1 muestra sus principales características.

Rejilla	$N$ [lp/cm]	M.I.	M.L	M.C	$r$	$f_0$ [cm]	$z_r$ [mm]	$z_c$ [ $\mu$ m]
Sala 54 Mesa	78	Al	Pb	C	12:1	110	1.9	361
Sala II Azul	40	Al	Pb	Al	12:1	110	3.0	400
Sala II Morada	40	Al	Pb	Al	8:1	140	2.1	270
Sala II Amarilla	40	Al	Pb	Al	12:1	180	3.0	400

Tabla 3.1: Densidad de líneas  $N$ , material de interestenciado (M.I.), material de las láminas absorbentes (M.L.), material de las cubiertas (M.C.), ratio de la rejilla  $r$ , distancia de focalización  $f_0$ , espesor de la rejilla  $z_r$  y espesor de las cubiertas  $z_c$  de las rejillas empleadas.

#### Maniquí dosimétrico

El efecto del paciente, en cuanto a las propiedades de absorción y dispersión de la radiación se ha reproducido empleando un maniquí formado por seis bloques de PMMA (Polimetilmetacrilato) de dimensiones 30 cm  $\times$  30 cm  $\times$  5 cm que permite simular distintos espesores del paciente (5-30 cm).

## Multímetro de rayos X y detector de estado sólido

El multímetro de rayos X empleado es el modelo Barracuda de la casa RTI Electronics. Está diseñado para el control de calidad de equipos de rayos X de radiografía simple, mamografía y tomografía computarizada. Debe utilizarse con un PC, al cual se conecta vía Bluetooth. A través del software oRTigo se realiza la adquisición, almacenamiento y análisis de los datos medidos y formas de onda.

El Barracuda es un sistema modular al que se pueden añadir distintas sondas en función de los parámetros que quieran estudiarse y del equipo empleado. El sistema mínimo tiene un módulo al que se conecta el detector multipropósito (MPD por sus siglas en inglés), el cuál puede medir, entre otras magnitudes, la tensión, el tiempo, el kerma y la tasa de kerma. La Tabla 3.2 muestra el rango de medida de estos parámetros junto con su incertidumbre. [10]

Rango	Incertidumbre (%)
35 – 155 kVp	$\pm 1.5$
0.1 ms – 2000 s	$\pm 1$
30 nGy – 1000 Gy	$\pm 5$
15 nGy/s – 450 mGy/s	$\pm 5$

Tabla 3.2: Rango de medida junto con su incertidumbre de distintos parámetros medibles con el detector MPD. [10]

El kerma en aire a la entrada del receptor de imagen ha sido medido con la sonda de estado sólido R100, conectada al Barracuda. Es de pequeño tamaño para minimizar la interferencia con el sistema del Control Automático de Exposición. En la Tabla 3.3 se presentan sus características. [10]

Tamaño	20×45×7.4 mm
Área del detector	$\pm 10 \times 10$ mm
Sensibilidad	55 $\mu\text{C}/\text{Gy}$
Rango de kerma	0.1 nGy – 150 kGy
Rango de tasa de kerma	1 nGy/s – 76 mGy/s

Tabla 3.3: Especificaciones del detector de estado sólido R100. [10]

En la Figura 3.1 se muestra el multímetro de rayos X Barracuda junto con el detector MPD y en la Figura 3.2 el detector R100. [10]



Figura 3.1: Multímetro de rayos X Barracuda y detector MPD. [10]

Figura 3.2: Detector de estado sólido R100. [10]

## Otro material

Además del material descrito anteriormente, se han empleado un calibre, una cinta métrica, un tapón de plomo y películas radiocrómicas XRQA. El modelo se ha implementado a través de un notebook de Python que se muestra en el Anexo I.

## 3.2. Métodos de cálculo

El objetivo ha sido desarrollar un modelo de cálculo del kerma en aire total incidente sobre el receptor de imagen, para cualquier tamaño de paciente, técnica y vista radiográfica que implicara un número de medidas lo más reducido posible. A continuación se muestra el método de cálculo implementado.

### 3.2.1. Kerma en aire total a la entrada del receptor de imagen

El método de cálculo se basa en la separación de las contribuciones de las radiaciones primaria y dispersa,  $K_P^{receptor}$  y  $K_S^{receptor}$ , al kerma en aire total a la entrada del receptor de imagen,  $K_T^{receptor}$ , de acuerdo con la siguiente ecuación [11]:

$$K_T^{receptor}(U_p, z, r, f, a) = \frac{K_P(80, 0, 100)}{K_{P,c}(80, 0, 100)} \cdot \frac{K_P^{receptor}(U_p, z, f)}{1 - S_{receptor}(U_p, z, r, f, a)} \quad (3.1)$$

donde  $S_{receptor} = K_S^{receptor} / K_T^{receptor}$  es la fracción de radiación dispersa (Eq. 2.25) en el plano de entrada del receptor de imagen,  $K_P(80, 0, 100)$  y  $K_{P,c}(80, 0, 100)$  son los rendimientos del tubo medido y calculado,  $U_p$  es la tensión pico del tubo,  $z$  es el espesor equivalente a agua del paciente,  $r$  el tamaño de campo en el plano de entrada del paciente,  $f$  la distancia del foco al receptor de imagen y  $a$  el espacio de aire entre el plano de salida del paciente y el receptor de imagen (gap).

El rendimiento del equipo de rayos X se define como el kerma en aire a 1 m de distancia del foco por unidad de carga a 80 kVp. Determinar el rendimiento permite la normalización del espectro. El rendimiento medido es el rendimiento del equipo al que se le aplica el modelo, mientras que el rendimiento calculado es el que corresponde al equipo con el que se ha obtenido el espectro que se utiliza en los cálculos [6], como se expone a continuación.

El kerma en aire total en el receptor de imagen depende de las variables  $U_p$ ,  $z$ ,  $r$ ,  $f$  y  $a$ . A continuación se estudia la forma de reducir las variables que es necesario considerar en la determinación de las diferentes magnitudes que intervienen en el cálculo del kerma en aire total en el receptor de imagen.

### 3.2.2. Kerma en aire de la radiación primaria a la entrada del receptor

Para el cálculo del kerma en aire debido a la radiación primaria a la entrada del receptor de imagen, se ha partido del espectro, o distribución en energía de la fluencia de fotones, del tubo de rayos X, es decir, del número de fotones  $dN$  que salen del tubo por unidad de área  $da$  con energía en el intervalo  $[E, E+dE]$ . Los espectros producidos por un tubo con ánodo de W/Re angulado  $10^\circ$  y con una filtración total de 2.5 mm Al, fueron obtenidos de [6], para tensiones entre 50 y 125 kVp. La Figura 3.3 muestra el espectro para la tensión de 70 kVp.

Una vez que el haz de rayos X es producido en el tubo atraviesa los distintos elementos de la cadena de imagen hasta llegar al receptor. La atenuación del espectro que sale del tubo a través de los elementos de dicha cadena puede obtenerse a partir de la ley de atenuación exponencial (Eq. 2.23) y de la ley del inverso del cuadrado de la distancia [11]:

$$\Phi_E^{receptor} = \Phi_E^{tubo} \cdot \frac{1}{f^2} \cdot T_P^{bucky} \cdot \left(T_P^{rejilla}\right)_{geom} \cdot e^{-\sum_i \mu_i(E)z_i} \quad (3.2)$$

donde  $\mu_i$  y  $z_i$  son el coeficiente de atenuación lineal y el espesor del  $i$ -ésimo elemento de la cadena de imagen, y  $f$  es la distancia foco-receptor. El factor  $1/f^2$  se utiliza para corregir el espectro  $\phi_E^{tubo}$ , expresado a una distancia de 1 m del foco, por la distancia  $f$  a la que se aplica el modelo. Los elementos de la cadena de imagen considerados son: filtración adicional a los 2.5 mm Al, paciente y rejilla. El efecto de la atenuación del tablero y de las cámaras del CAE es

tenido en cuenta en el factor  $T_P^{bucky}(U_p)$ .  $\mu_i$  se ha tomado de la base de datos NIST [6]. Cómo se determinan la filtración adicional, el espesor equivalente a agua del paciente, el espesor de la cubierta y de los septos de la rejilla, y la transmisión de la radiación primaria por el tablero y las cámaras del CAE se explica en la Sec. 3.3.

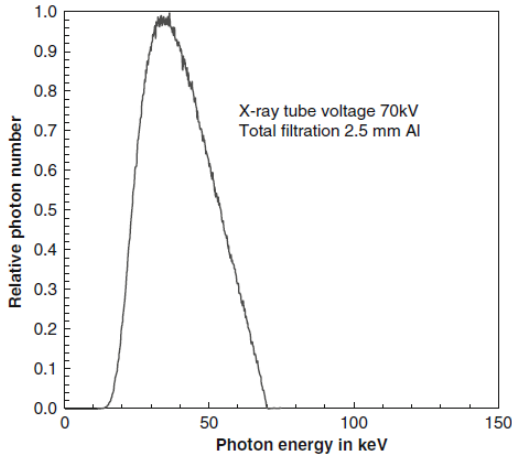


Figura 3.3: Espectro a la salida del tubo de W/re angulado  $10^\circ$  y con una filtración de 2.5 mm Al, para la tensión de 70 kVp. [6]

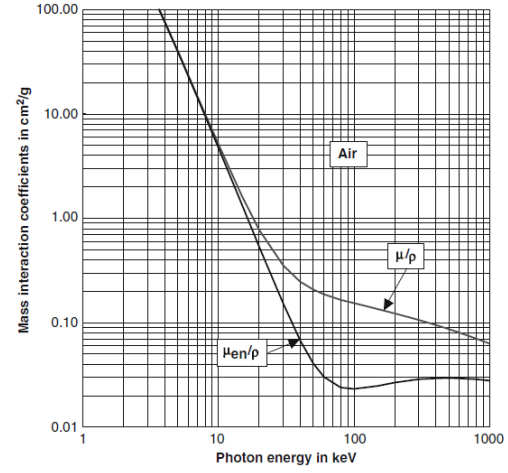


Figura 3.4: Coeficientes másicos de atenuación  $\mu/\rho$  y de absorción de energía  $\mu_{en}/\rho$  para el aire. [6]

El kerma de la radiación primaria en el receptor de imagen [11] se ha calculado a través de la siguiente expresión:

$$K_P^{receptor} = \int_0^{E_{max}=eU_p} \Phi_E^{receptor} \cdot E \cdot \left( \frac{\mu_{tr}(E)}{\rho} \right)_{aire} \cdot dE \quad (3.3)$$

donde  $E_{max}$  es la energía máxima del espectro del tubo,  $e$  es la carga del electrón y  $\left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{aire}$  es el coeficiente másico de transferencia de energía del aire. Puesto que en el rango de energías empleado en radiodiagnóstico  $\frac{\mu_{tr}}{\rho} \approx \frac{\mu_{en}}{\rho}$ , se ha tomado el coeficiente másico de absorción de energía del aire, mostrado en la Figura 3.4, de la base de datos del NIST [6].

La transmisión de la radiación primaria por un elemento de la cadena de imagen se puede obtener a partir del cociente entre los kermas de la radiación primaria antes y después de dicho elemento. La Eq. 3.4 corresponde con la ecuación de la transmisión de la radiación primaria por el elemento  $i$ -ésimo de la cadena de imagen particularizada al caso de la rejilla.

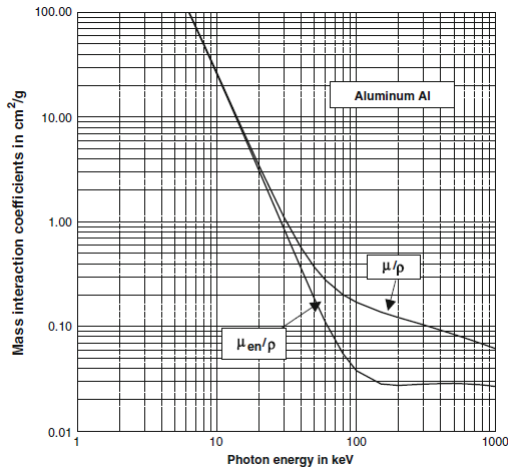


Figura 3.5: Coeficientes másicos de atenuación  $\mu/\rho$  y de absorción de energía  $\mu_{en}/\rho$  para el aluminio. [6]

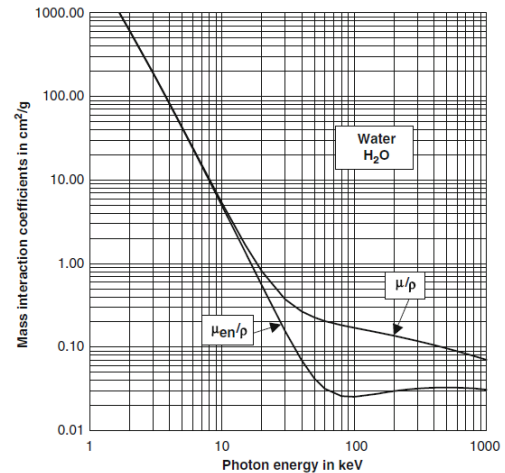


Figura 3.6: Coeficientes másicos de atenuación  $\mu/\rho$  y de absorción de energía  $\mu_{en}/\rho$  para el agua. [6]

$$T_P^{rejilla} = \left(T_P^{rejilla}\right)_{geom} \cdot \frac{\int_0^{E_{max}=eU_p} \Phi_E^{tubo} \cdot e^{-\sum_{i=0}^2 \mu_i(E)z_i} \cdot E \cdot \left(\frac{\mu_{tr}(E)}{\rho}\right)_{aire} \cdot dE}{\int_0^{E_{max}=eU_p} \Phi_E^{tubo} \cdot e^{-\sum_{i=0}^1 \mu_i(E)z_i} \cdot E \cdot \left(\frac{\mu_{tr}(E)}{\rho}\right)_{aire} \cdot dE} \quad (3.4)$$

donde  $i = 0$  representa la filtración añadida,  $i = 1$  el paciente e  $i = 2$  la rejilla antidifusora.

### 3.2.3. Fracción de radiación dispersa a la entrada del receptor de imagen

La fracción de radiación dispersa en el receptor de imagen  $S_{receptor}$  se obtiene de la fracción de radiación dispersa en el plano de salida del paciente  $S_{paciente}$ , obtenida de [6].  $S_{receptor}$ , que es igual a  $S_{gap}$ , se obtiene de las ecuaciones 2.41 y 2.47, y viene dada por la siguiente expresión [11]:

$$S_{receptor}(U_p, z, r, f, a) = \frac{S_{paciente}(U_p, z, r)}{S_{paciente}(U_p, z, r) + [1 - S_{paciente}(U_p, z, r)]\Sigma_{rejilla}(U_p, z, r)\Sigma_{gap}(f, a, x(U_p, z, r))} \quad (3.5)$$

La dependencia de  $S_{receptor}$  con las variables  $(U_p, z, r, f, a)$  queda reducida de la siguiente forma.  $S_{paciente}$  puede considerarse constante con la tensión para los espesores clínicos (5-30 cm), como se muestra en la Figura 2.10. La variación de  $S_{paciente}$  con el tamaño de campo, para los campos con  $r > 13$  cm, es decir, para los campos clínicos, puede despreciarse (Figura 2.9). De esta forma,  $S_{paciente}(U_p, z, r)$  se puede aproximar por  $S_{paciente}(z)$ .

Por otra parte, las variables que afectan a las selectividades de los métodos de rechazo de la radiación dispersa, se han reducido gracias al estudio de la dependencia funcional de las mismas. Este estudio consistió en la determinación de  $\Sigma_{rejilla}$  y  $\Sigma_{gap}$ , para las tensiones de 50, 70, 90, 110 y 125 kVp, y los espesores de 5, 10, 15 y 20 cm, como se indica en la Sec. 3.3. La dependencia funcional de las selectividades con el tamaño de campo se ha despreciado directamente al ver que  $S_{paciente}$  apenas depende de  $r$  en condiciones clínicas. De este estudio se ha concluido que  $\Sigma_{rejilla}$  no depende demasiado de  $z$  pero sí de  $U_p$ , de forma que  $\Sigma_{rejilla}(U_p, z, r)$  se reduce a  $\Sigma_{rejilla}(U_p)$ . En el caso de  $\Sigma_{gap}$ , el estudio ha requerido la obtención previa de la posición de la fuente efectiva según el modelo de Sorenson encontrando que  $x \in [15, 20]$  cm en condiciones clínicas.  $x$  no depende apenas ni de  $U_p$  ni de  $z$ , así  $\Sigma_{gap}(f, a, x(U_p, z, r))$  se reduce a  $\Sigma_{gap}(f, a, x \approx 17.5\text{cm})$ . El resultado de este estudio de la dependencia funcional se muestra en el capítulo Resultados. [12]

$$S_{receptor}(U_p, z, r, f, a) = \frac{S_{paciente}(z)}{S_{paciente}(z) + [1 - S_{paciente}(z)]\Sigma_{rejilla}(U_p)\Sigma_{gap}(f, a, x \approx 17.5\text{cm})} \quad (3.6)$$

Una vez estudiada la dependencia funcional de  $S_{receptor}$ , se deduce que la aplicación del modelo sólo requiere a este respecto, la determinación de  $\Sigma_{rejilla}$  para las tensiones empleadas en radiodiagnóstico, que se reduce a la obtención de  $T_S^{rejilla}$ , puesto que  $T_P^{rejilla}$  se calcula del propio modelo (Eq. 3.4). Tras haber obtenido  $K_P^{receptor}$  y  $S_{receptor}$ , a partir de la Eq. 3.1 se ha determinado la carga necesaria para optimizar todas las vistas radiográficas de la Sala II de forma que  $K_T^{receptor} = 2.5 \mu\text{Gy}$ .

## 3.3. Métodos de medida

A continuación se describe el procedimiento experimental que se ha llevado a cabo para la determinación de las distintas magnitudes que requiere la aplicación del modelo.

Con la ayuda de la cinta métrica, se ha determinado la distancia foco-tablero, así como el espacio de aire existente entre el tablero y el receptor de imagen (gap), y el espesor del maniquí de PMMA. El espesor de las rejillas  $z_r$  se ha medido con un calibre, mientras que el resto de características geométricas ( $r$ ,  $N$ ,  $d$ ,  $D$  y  $f_0$ ) se han tomado de la ficha técnica de las mismas. El espesor de las cubiertas de la rejilla,  $z_c$ , se ha determinado mediante la siguiente ecuación:

$$z_c = \frac{(z_r - h)}{2} \quad (3.7)$$

donde  $h = r \left( \frac{1}{N} - d \right)$ , la altura de las láminas absorbentes, se ha obtenido a partir de las ecuaciones 2.26 y 2.27.

### 3.3.1. Rendimiento y Filtración total

El Protocolo Nacional de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (PCCR) [13], redactado por la Sociedad Española de Física Médica (SEFM), de Protección Radiológica (SEPR) y de Radiología Médica (SERAM), tiene como objetivo establecer pruebas de control de calidad de los equipos de diagnóstico por imagen. La filtración total y el rendimiento, que son dos de los parámetros del modelo, se obtienen del control anual del equipo realizado de acuerdo con el PCCR.

La filtración total no es medible directamente pero se puede estimar a partir de la capa hemirreductora obtenida a una cierta tensión de tubo. Algunos multímetros, como el MPD, disponen de una serie de filtros que permiten la medida de la capa hemirreductora del haz en un solo disparo, proporcionando así una estimación de la filtración total. Se ha empleado el detector MPD para determinar dicha filtración total del haz. El MPD se situó sobre el tablero a una distancia de 1 m del foco, y se irradió con una tensión de 80 kVp para determinar la filtración total. La filtración total se utiliza en el modelo para calcular el espesor de la filtración añadida,  $z_{Al}$ , a partir de la siguiente expresión:

$$z_{Al}(\text{mm Al}) = \text{Filtración total (mm Al)} - 2.5\text{mmAl} \quad (3.8)$$

La determinación del rendimiento del equipo,  $K_P(80, 0, 100)$ , se ha realizado también con el detector MPD, en las mismas condiciones de medida que la filtración total.

Estos parámetros se han determinado para los equipos de la Sala 54 del HUMV y la Sala II del Hospital de Sierrallana.

### 3.3.2. Transmisión del tablero y de las cámaras del CAE

De acuerdo con lo expuesto en la Sec. 2.2.3.1.3, el haz de radiación, antes de llegar al receptor, es atenuado por cada uno de los elementos de la cadena de imagen. Con el objetivo de conocer la atenuación que produce el tablero y las cámaras del CAE, se ha medido la transmisión conjunta de estos elementos de la cadena de imagen,  $T_p^{bucky}$ , para distintas tensiones [13]. Para ello, se ha determinado con el detector R100 el kerma sobre la mesa,  $K_P^{tablero}$ , a una distancia  $f-a$  del tubo, así como el kerma a la entrada del receptor de imagen,  $K_P^{receptor}$ , a la distancia  $f$ , el cociente entre ambos se ha corregido por el inverso del cuadrado de la distancia, es decir:

$$T_P^{bucky}(U_p) = m_{tablero} \cdot m_{CAE} = \frac{K_P^{receptor}}{K_P^{tablero}} \left( \frac{f}{f-a} \right)^2 \quad (3.9)$$

Este parámetro se ha determinado únicamente para el equipo de la Sala II del Hospital de Sierrallana. Para el equipo de la Sala 54 del HUMV no ha sido necesario determinarlo, ya que el kerma de la radiación total medido,  $K_T^{receptor}$ , para su comparación con el calculado,  $K_{T,c}^{receptor}$ , se ha obtenido fuera del bucky de mesa.

### 3.3.3. Selectividades de los métodos de rechazo de la radiación dispersa

El estudio de la dependencia funcional de la selectividad de los métodos de rechazo de la radiación dispersa [12], se ha realizado tanto para la rejilla antidifusora como para el espaciado de aire o gap. Para ello, se han determinado las selectividades  $\Sigma_{rejilla}$  y  $\Sigma_{gap}$  para distintos espesores de PMMA (5, 10, 15 y 20 cm) y tensiones de tubo (50, 70, 90, 110 y 125 kVp), y se ha estudiado su comportamiento con dichas variables. Se ha estudiado  $\Sigma_{rejilla}$  y  $\Sigma_{gap}$ , con el método basado en imágenes, en el equipo de la Sala 54, y  $\Sigma_{rejilla}$ , con el método basado en el detector de estado sólido R100, en el equipo de la Sala II, los cuales se detallan a continuación.

### 3.3.3.1. Rejilla antidifusora

La obtención de la selectividad de la rejilla (Eq. 2.40) requiere determinar las transmisiones de la radiación primaria y dispersa a través de la misma, para lo cual se han empleado las geometrías que se muestran en la Figura 3.7, definidas en la norma IEC 60627 (IEC 2001). La rejilla antidifusora se sitúa dentro del bucky a la distancia de focalización.

La medida de la radiación primaria se ha realizado situando los bloques de PMMA a la salida del tubo de rayos X y se ha colimado el haz lo máximo posible ( $2.5 \text{ cm} \times 2.5 \text{ cm}$ ), de forma que sólo llegue al receptor de imagen la radiación primaria, la radiación dispersa es reducida lo máximo posible. Para determinar la radiación dispersa, los bloques de PMMA se han situado sobre el tablero, encima del maniquí se ha colocado un tapón de plomo de 30 mm de diámetro y 4 mm de espesor para eliminar la radiación primaria en el eje del haz y conseguir que ésta no llegue al detector o receptor de imagen.

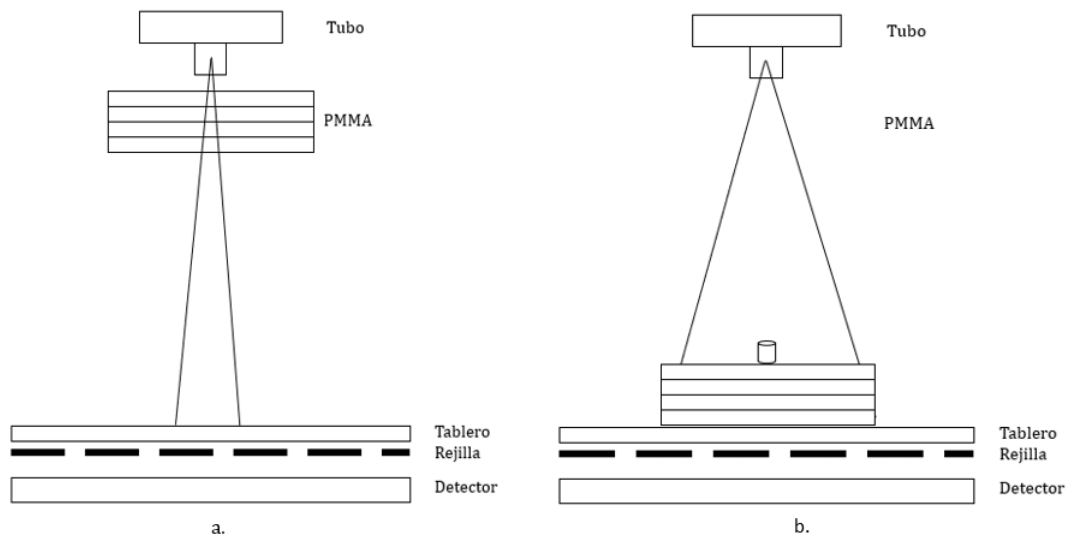


Figura 3.7: Geometría necesaria para las medidas de la transmisión primaria (a.) y dispersa (b.).

### Método basado en imágenes

El método basado en imágenes [14] se ha empleado cuando el receptor de imagen presentaba una función de respuesta lineal. Se tomaron imágenes, con y sin rejilla, con las geometrías expuestas anteriormente (Figura 3.7) para medir la radiación primaria y dispersa.

Una vez obtenidas las imágenes, se calculó el valor medio de píxel en las regiones de interés (ROI) siguientes: para la radiación primaria, se tomó un cuadrado de 10mm de lado centrado en el campo de radiación, y para la radiación dispersa, un círculo de 10mm de diámetro centrado en la sombra del bloque de plomo. Las transmisiones de la radiación primaria,  $T_P^{rejilla}$ , y secundaria,  $T_S^{rejilla}$ , por la rejilla, se calculan de acuerdo con las siguientes ecuaciones:

$$T_P^{rejilla} = \frac{P^+}{P^-} \qquad T_S^{rejilla} = \frac{S^+}{S^-} \qquad (3.10)$$

donde  $P^+$  y  $P^-$  son los valores medios de píxel medidos para la radiación primaria con y sin rejilla, respectivamente,  $S^+$  y  $S^-$  son los valores medios de píxel medidos con y sin rejilla pero esta vez para la radiación dispersa.



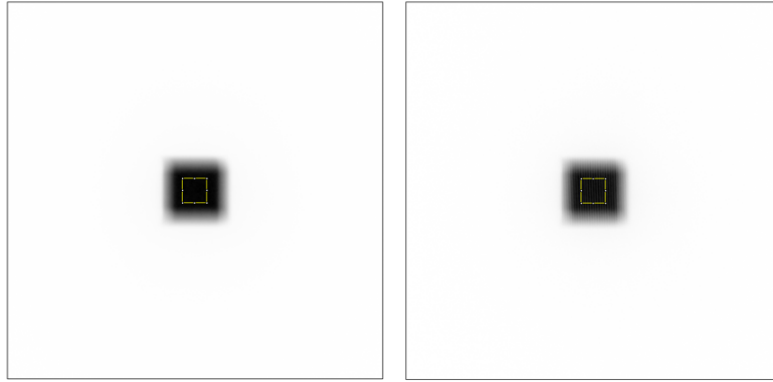


Figura 3.8: Imágenes obtenidas de la radiación primaria junto con las regiones de interés seleccionadas, sin (a) y con rejilla (b).

Las Figuras 3.8 y 3.9 muestran las imágenes obtenidas con este método de la radiación primaria y dispersa junto con las regiones de interés seleccionadas para una tensión de 90 kVp y un maniquí de PMMA de 10 cm de espesor.

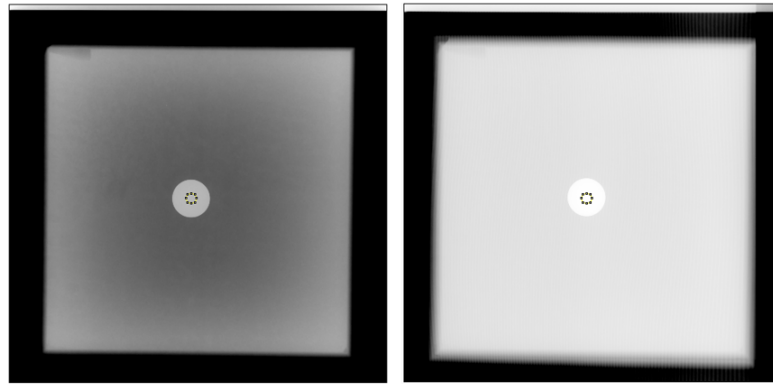


Figura 3.9: Imágenes obtenidas de la radiación dispersa junto con las regiones de interés seleccionadas, sin (a) y con rejilla (b).

### Método basado en el detector de estado sólido

Cuando el receptor de imagen presentaba una respuesta logarítmica, no se pudo aplicar el método basado en las imágenes, por lo que se empleó un detector de estado sólido para realizar las medidas.

Las geometrías empleadas son las que se muestran en la Figura 3.7. En este caso, se ha colocado el detector R100 en el alojamiento del receptor de imagen del bucky, y se ha medido el kerma de la radiación primaria y dispersa ( $K_P^{receptor}$  y  $K_S^{receptor}$ ) en el receptor de imagen, con (+) y sin (-) rejilla, de forma que:

$$T_P^{rejilla} = \frac{K_{P+}^{receptor}}{K_{P-}^{receptor}} \quad T_S^{rejilla} = \frac{K_{S+}^{receptor}}{K_{S-}^{receptor}} \quad (3.11)$$

Se han utilizado dos tiras de película radiocrómica, colocadas ortogonalmente, para centrar el detector R100 y el tapón de plomo con el eje del haz.

Tras determinar la  $T_P^{rejilla}$  y  $T_S^{rejilla}$ , con uno de los métodos, en función del receptor de imagen empleado, se obtuvo  $\Sigma_{rejilla}$  (Eq. 2.40) y se estudió su dependencia con  $U_p$  y  $z$ . Esta dependencia ha sido estudiada para la rejilla de mesa de la Sala 54, y para las rejillas de la Sala II, situándolas a su correspondiente  $f_0$  (ver Tabla 3.1).

### 3.3.3.2. Técnica del espaciado de aire

La obtención de la selectividad del gap (Eq. 2.46) requiere la determinación de la posición efectiva de la fuente virtual según el modelo de Sorenson [9].

La posición de la fuente efectiva,  $x$ , se ha hallado, basándose en la Eq. 2.45, representando el producto  $y = \sqrt{\frac{P_{gap}}{S_{gap}}} \cdot \frac{f}{f-a}$  frente a  $a$ . Se han realizado dos medidas del cociente  $P_{gap}/S_{gap}$  fijando  $f$  y variando  $a$  ( $a_1 = 7$  cm y  $a_2 = 37$  cm) y se ha obtenido la ecuación de la recta que pasa por esos dos puntos.

$$\frac{a - a_1}{a_2 - a_1} = \frac{y - y_1}{y_2 - y_1} \quad (3.12)$$

$P_{gap}$  y  $S_{gap}$  son los valores medios de píxel en las regiones de interés de las imágenes obtenidas con las geometrías de las radiaciones primaria y dispersa empleando el método basado en imágenes descrito previamente.  $x$  se obtiene de la intersección de la recta con el eje de abscisas ( $y = 0$ ).

$$\begin{aligned} \sqrt{\frac{P_{gap}}{S_{gap}}} \cdot \frac{f}{f-a} &= \sqrt{\frac{P_{paciente}}{S_{paciente}}} \cdot \frac{x+a}{x} = 0 \implies x = -a \\ x = -a &= - \left[ a_1 - y_1 \cdot \frac{a_2 - a_1}{y_2 - y_1} \right] \end{aligned} \quad (3.13)$$

Este procedimiento se ha repetido para distintas tensiones (50, 70, 90, 110 y 125 kVp) y espesores de PMMA (5, 10, 15 y 20 cm), para encontrar el rango de  $x$  en condiciones clínicas. Tras conocer la posición de la fuente efectiva, se determinó la selectividad  $\Sigma_{gap}$ , empleando la Eq. 2.46, para los distintos espesores y tensiones, pudiendo estudiar la dependencia funcional con dichas magnitudes. En este caso, se ha aplicado únicamente el método basado en imágenes al equipo de la Sala 54, ya que  $x$  y por tanto,  $\Sigma_{gap}$ , no se modifica con el equipo de rayos X empleado.

### 3.3.4. Análisis de incertidumbres

Antes de validar el modelo de cálculo para su posterior aplicación, se ha realizado un análisis de incertidumbres, con el objetivo de comprobar cómo afecta la reducción de variables de  $S_{receptor}$ , mostrada en la Sec. 3.2.3, al cálculo de  $K_T^{receptor}$ . Este análisis se ha realizado para las rejillas azul y morada de la Sala II.

Para ello, se ha partido de la Eq. 3.1, considerando que sólo  $S_{receptor}$  presenta incertidumbre y que el cálculo de  $K_P^{receptor}$  es exacto, y se ha aplicado propagación de errores a dicha ecuación. La incertidumbre de  $S_{receptor}$  se ha hallado aplicando nuevamente la propagación de errores a la Eq. 3.6, en la que se ha considerado que  $S_{paciente}$  tampoco presenta incertidumbre.

En el caso de las selectividades, las incertidumbres se deben al hecho de considerar en el modelo que  $\Sigma_{rejilla}$  depende únicamente de  $U_p$ , y  $\Sigma_{gap}$  de  $f$  y  $a$ . Así, se han tomado las ecuaciones 3.14 y 3.15 obtenidas tras la propagación de errores y empleando las magnitudes  $K_T^{receptor}$ ,  $K_P^{receptor}$ ,  $S_{paciente}$ ,  $S_{receptor}$ ,  $\Sigma_{rejilla}$  y  $\Sigma_{gap}$  obtenidas con el modelo, y las incertidumbres  $\Delta\Sigma_{rejilla}$  y  $\Delta\Sigma_{gap}$ , determinadas tras el estudio de la dependencia funcional de los métodos de rechazo, se ha hallado la incertidumbre relativa  $\frac{\Delta K_T^{receptor}}{K_T^{receptor}}$ .

$$\frac{\Delta K_T^{receptor}}{K_T^{receptor}} = \left| \frac{dK_T^{receptor}}{dS_{receptor}} \right| \cdot \Delta S_{receptor} = \frac{m}{K_T^{receptor}} \cdot \Delta\Sigma = m \cdot \frac{\Sigma}{K_T^{receptor}} \cdot \frac{\Delta\Sigma}{\Sigma} \quad (3.14)$$

donde  $\Sigma = \Sigma_{rejilla} \cdot \Sigma_{gap}$ ,  $\frac{\Delta\Sigma}{\Sigma} = \sqrt{\left(\frac{\Delta\Sigma_{rejilla}}{\Sigma_{rejilla}}\right)^2 + \left(\frac{\Delta\Sigma_{gap}}{\Sigma_{gap}}\right)^2}$ , y

$$m = \frac{K_P^{receptor}}{(1 - S_{receptor})^2} \cdot \frac{S_{paciente}(1 - S_{paciente})}{[S_{paciente} + (1 - S_{paciente})\Sigma]^2} \quad (3.15)$$

### 3.3.5. Validación del método de cálculo y aplicación del modelo

Una vez obtenidas las magnitudes necesarias para la implementación del modelo, y realizado el estudio de la dependencia funcional de los métodos de rechazo de la radiación dispersa, se ha aplicado el modelo a la Sala 54 del HUMV y a la Sala II del Hospital de Sierrallana. En la Sala 54, la aplicación consistió en el cálculo del kerma total en el receptor de imagen,  $K_{T,c}^{receptor}$ , y su comparación con el medido,  $K_T^{receptor}$ , para las principales vistas radiográficas.

En la Sala II, se han optimizado todas las vistas radiográficas que se emplean en el Hospital de Sierrallana, calculando la carga tal que  $K_T^{receptor}$  sea  $2.5 \mu\text{Gy}$ . Este cálculo se ha realizado tomando los espesores equivalentes a agua,  $z_{eq}$ , para cualquier tamaño de paciente, calculados tal y como se describe en la Sec. 3.3.6. Antes de realizar el cálculo, se ha validado el modelo comparando  $K_{T,c}^{receptor}$  con  $K_T^{receptor}$ , para las rejillas azul y morada, para distintos  $U_p$  y  $z$ .

### 3.3.6. Obtención de los espesores del cuerpo humano

La aplicación del modelo al cálculo de técnicas radiográficas requiere conocer los diámetros AP y LAT de las distintas partes del cuerpo humano para el adulto pequeño, mediano y grande, ya que el kerma en el receptor de imagen, y la carga para obtener un determinado nivel de ruido, varían con el espesor del paciente. Los diámetros AP y LAT de una parte del cuerpo se obtuvieron a partir del perímetro,  $p$ , de la elipse que la representa, obtenido de los datos antropométricos del ejército americano recogidos en [15], y de la elipticidad  $f$ , obtenida de [16]. La Figura 3.10 muestra las elipses que se han empleado para representar las distintas partes del cuerpo.

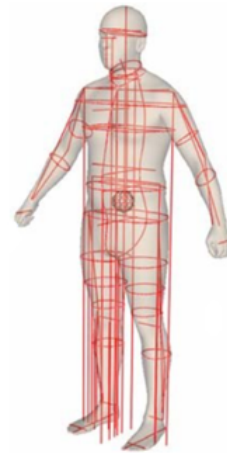


Figura 3.10: Elipses que representan las distintas partes del cuerpo humano. [15]

En la base de datos [15] se recogen las medidas de los perímetros  $p$  de cada elipse de una muestra de 4028 militares. De [16] se obtienen los diámetros medios LAT\* y AP\* de cada parte del cuerpo, a partir de los cuales se calcula la elipticidad  $f = 1 - \frac{b^*}{a^*}$  de cada elipse, con  $a^* = \text{LAT}^*/2$  y  $b^* = \text{AP}^*/2$ .

Se han obtenido las distribuciones de los diámetros de una parte cuerpo a partir de la distribución de los perímetros, y de la elipticidad de la elipse que la representa utilizando la Eq. 3.16, ( $\text{LAT}=2a$  y  $\text{AP}=2b$ ).

$$p = \pi[3(a + b) - \sqrt{(3a + b)(a + 3b)}]$$

$$a = \frac{p}{\pi}[(6 - 3f) - \sqrt{(4 - f)(4 - 3f)}]^{-1}; \quad b = a(1 - f) \quad (3.16)$$

A la mediana de las distribuciones se le ha restado el correspondiente diámetro tomado de [16], y dicha diferencia se ha aplicado sobre la distribución. Por último, y a partir de los percentiles 10, 50 y 90 de estas distribuciones, se han hallado los diámetros para el adulto pequeño, mediano y grande, es decir, los espesores físicos  $z$  para cada vista radiográfica.

Los espesores equivalentes a agua se han obtenido corrigiendo los espesores físicos por un factor que depende del valor medio del número CT a lo largo del diámetro considerado. La escala de números CT o Unidades Hounsfield (HU) [17] es una escala cuantitativa empleada en los estudios de tomografía computarizada para describir la diferente atenuación de los tejidos del cuerpo humano. Es el resultado de la transformación de los coeficientes de atenuación lineal de

los distintos tejidos en una nueva escala en la que el valor del coeficiente de atenuación lineal del agua es 0. El coeficiente de atenuación  $\mu_t$  de un tejido expresado en unidades HU es:

$$HU = \frac{\mu_t - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \times 1000 \quad (3.17)$$

donde  $\mu_{agua}$  es el coeficiente de atenuación lineal del agua. Así por ejemplo, dentro de esta escala el pulmón presenta -500 HU, la grasa de -100 a -50 HU y el músculo de 10 a 40 HU.

Se han tomado cortes tomográficos de las distintas partes del cuerpo humano de, y se ha hallado el valor medio del número CT a lo largo de los diámetros LAT y AP con el software *ImageJ*. De esta forma los espesores equivalentes a agua se han obtenido según:

$$z_{eq} = z \left( 1 + \frac{\overline{CT}}{1000} \right) \quad (3.18)$$

donde  $z$  es el espesor físico y  $\overline{CT}$  es el valor medio del número CT a lo largo del diámetro considerado. La Figura 3.11 muestra un ejemplo del  $\overline{CT}$  obtenido para las proyecciones LAT y AP del cráneo.

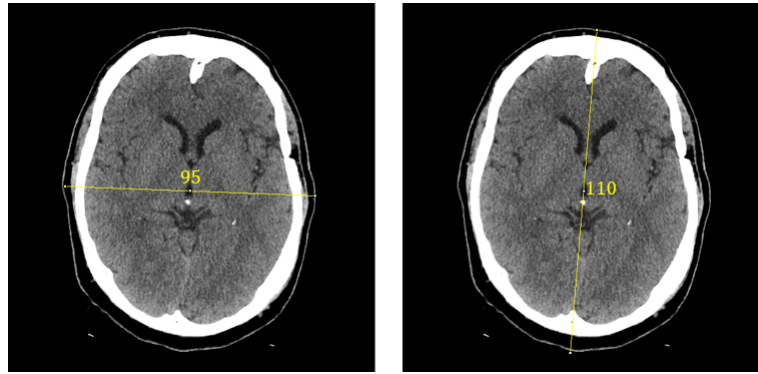


Figura 3.11: Valor medio del número CT para las proyecciones LAT y AP de un corte tomográfico del cráneo.

Los cálculos se han realizado considerando que las propiedades de atenuación de los distintos órganos y tejidos del paciente son similares a las del agua, mientras que las medidas son realizadas con los maniqués de PMMA descritos previamente. Existe un efecto compensatorio entre la mayor atenuación del PMMA y su mayor poder dispersor, por lo que se comporta como un sustituto del agua. [18]

# Capítulo 4

## Resultados

En este capítulo se muestran los resultados obtenidos tras la aplicación de los métodos de cálculo y medida descritos anteriormente. Se presentan las magnitudes requeridas para la implementación del modelo, el estudio de la dependencia funcional de los métodos de rechazo de la radiación dispersa, el análisis de incertidumbres y, finalmente, la validación del modelo en las Salas 54 de Urgencias del HUMV y II de Radiodiagnóstico del Hospital de Sierrallana. Se muestra además un ejemplo de cálculo de los espesores del cuerpo humano.

### 4.1. Magnitudes requeridas para la implementación del modelo

La Tabla 4.1 muestra el rendimiento y la filtración total de los equipos de las Salas 54 y II, obtenidos según lo descrito en la Sec. 3.3.1.

	Sala 54	Sala II
Filtración total/ mm Al	3.1	3.1
Rendimiento/ ( $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ )	55	46

Tabla 4.1: Filtración total en mm Al y rendimiento, en  $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$  a 1m, para los equipos de la Sala 54 de Urgencias del HUMV y la Sala II de Radiodiagnóstico del Hospital de Sierrallana.

En la Tabla 4.2 se muestra  $T_P^{bucky}$  para el equipo de la Sala II, obtenida según se expone en la Sec. 3.3.2.

$U_p$ [kVp]	$K_P^{tablero}$ [ $\mu\text{Gy}$ ]	$K_P^{receptor}$ [ $\mu\text{Gy}$ ]	$T_P^{bucky}$
50	325	217	0.76
70	704	488	0.79
90	1166	828	0.81
110	1695	1221	0.82
125	2126	1545	0.83

Tabla 4.2: Transmisión conjunta de la radiación primaria por el tablero y el CAE,  $T_P^{bucky}$ , del equipo de la Sala II, para distintas tensiones  $U_p$ .  $K_P^{tablero}$  y  $K_P^{receptor}$  son el kerma de la radiación primaria sobre el tablero a la distancia  $f-a = 100$  cm y en el receptor de imagen a la distancia  $f=107$  cm, respectivamente.

### 4.2. Estudio de la dependencia funcional de los métodos de rechazo de la radiación dispersa

La Tabla 4.3 muestra  $x$  obtenida en la Sala 54 con el método de las imágenes, como se describe en la Sec. 3.3.3.2, para distintos  $z$  y  $U_p$ . Los valores resaltados en negrita indican la saturación del panel.

50 kVp							
$z$ [cm]	$P_{gap,1}$	$S_{gap,1}$	$y_1$	$P_{gap,2}$	$S_{gap,2}$	$y_2$	$x$ [cm]
5	1347.561	1235.466	1.115	1347.561	591.517	2.274	22
10	289.452	600.555	0.741	289.452	257.336	1.598	19
15	65.459	238.153	0.560	65.459	97.904	1.232	18
20	15.310	88.304	0.445	15.310	34.013	1.011	17
70 kVp							
$z$ [cm]	$P_{gap,1}$	$S_{gap,1}$	$y_1$	$P_{gap,2}$	$S_{gap,2}$	$y_2$	$x$ [cm]
5	5662.465	5439.118	1.090	5662.465	2483.488	2.275	21
10	1492.457	3255.795	0.723	1492.457	1315.750	1.605	18
15	399.222	1553.174	0.541	399.222	602.126	1.227	17
20	110.899	681.449	0.431	110.899	246.500	1.011	15
90 kVp							
$z$ [cm]	$P_{gap,1}$	$S_{gap,1}$	$y_1$	$P_{gap,2}$	$S_{gap,2}$	$y_2$	$x$ [cm]
5	12476.564	12586.092	1.063	12476.564	5626.138	2.244	20
10	3715.658	8452.794	0.708	3715.658	3406.503	1.574	18
15	1084.438	4507.682	0.524	1084.438	1663.022	1.213	16
20	323.852	2149.512	0.415	323.852	747.820	0.992	15
110 kVp							
$z$ [cm]	$P_{gap,1}$	$S_{gap,1}$	$y_1$	$P_{gap,2}$	$S_{gap,2}$	$y_2$	$x$ [cm]
5	<b>16383</b>	16191.548	1.074	<b>16383</b>	9747.013	1.954	—
10	6636.693	15192.876	0.706	6636.693	6111.764	1.570	17
15	2045.988	8696.492	0.518	2045.988	3242.901	1.197	16
20	638.700	4424.491	0.406	638.700	1526.997	0.975	14
125 kVp							
$z$ [cm]	$P_{gap,1}$	$S_{gap,1}$	$y_1$	$P_{gap,2}$	$S_{gap,2}$	$y_2$	$x$ [cm]
5	<b>16383</b>	<b>16383</b>	1.068	<b>16383</b>	12987.075	1.692	—
10	9011.921	<b>16383</b>	0.792	9011.921	8457.758	1.555	—
15	2852.681	12310.229	0.514	2852.681	4604.489	1.186	16
20	910.696	6460.340	0.401	910.696	2236.362	0.962	14

Tabla 4.3: Posición de la fuente efectiva  $x$  para distintas tensiones y espesores  $z$ .  $P_{gap,i}$  y  $S_{gap,i}$  son los valores medios de píxel en las regiones de interés para la radiación primaria y dispersa, donde  $i = 1, 2$  indica la medida correspondiente a  $a_1 = 7$  cm y  $a_2 = 37$  cm.  $y_i = \sqrt{\frac{P_{gap,i}}{S_{gap,i}}} \cdot \frac{f}{f-a_i}$ .

En la Tabla 4.4 figura  $\Sigma_{gap}$  para distintas  $U_p$  y  $z$ , obtenida en la Sala 54 según lo descrito en la Sec. 3.3.3.2.

$\Sigma_{gap}$	$U_p$ [kVp]					
$z$ [cm]	50	70	90	110	125	Dif. (%)
5	1.5	1.6	1.6	—	—	2.5
10	1.6	1.7	1.7	1.7	—	3.2
15	1.7	1.8	1.8	1.8	1.8	5.2
20	1.8	1.9	1.9	1.9	1.9	5.9
Dif. (%)	7.9	8.9	9.7	6.1	3.1	

Tabla 4.4: Selectividad del gap de aire  $\Sigma_{gap}$  para distintos espesores  $z$  del maniquí y tensiones de tubo  $U_p$ . Dif. (%) =  $(\text{máx.}\{|\text{máx.}(\Sigma_{gap}) - \text{prom.}(\Sigma_{gap})|, |\text{mín.}(\Sigma_{gap}) - \text{prom.}(\Sigma_{gap})|\} / \text{prom.}(\Sigma_{gap})) \times 100$ , con máx. el máximo, mín. el mínimo y prom. el promedio de  $\Sigma_{gap}$ .

La Tabla 4.5 muestra  $T_P^{rejilla}$  y  $T_S^{rejilla}$  para la rejilla de mesa de la Sala 54, para distintos  $U_p$  y  $z$ , obtenidas con el método de las imágenes, como se describe en la Sec. 3.3.3.1.

50 kVp								
$z$ [cm]	$P^+$	$P^-$	$S^+$	$S^-$	$T_P^{rejilla}$	$T_{P,c}^{rejilla}$	Dif. (%)	$T_S^{rejilla}$
5	793.701	1347.561	71.026	1235.466	0.589	0.558	5.3	0.057
10	177.955	289.452	32.557	600.555	0.615	0.585	4.8	0.054
15	40.669	65.459	13.162	238.153	0.621	0.601	3.3	0.055
20	9.840	15.310	5.123	88.304	0.643	0.612	4.9	0.058
70 kVp								
$z$ [cm]	$P^+$	$P^-$	$S^+$	$S^-$	$T_P^{rejilla}$	$T_{P,c}^{rejilla}$	Dif. (%)	$T_S^{rejilla}$
5	3670.701	5662.465	566.899	5439.118	0.648	0.602	7.2	0.104
10	990.943	1492.457	328.348	3255.795	0.664	0.627	5.6	0.101
15	268.514	399.222	160.116	1553.174	0.673	0.642	4.5	0.103
20	76.124	110.899	71.241	681.449	0.686	0.652	5.0	0.105
90 kVp								
$z$ [cm]	$P^+$	$P^-$	$S^+$	$S^-$	$T_P^{rejilla}$	$T_{P,c}^{rejilla}$	Dif. (%)	$T_S^{rejilla}$
5	8536.057	12476.560	2074.543	12586.090	0.684	0.629	8.1	0.165
10	2565.532	3715.658	1333.924	8452.794	0.690	0.651	5.7	0.158
15	756.487	1084.438	694.112	4507.682	0.698	0.664	4.8	0.154
20	229.127	323.852	328.791	2149.512	0.708	0.672	5.0	0.153
110 kVp								
$z$ [cm]	$P^+$	$P^-$	$S^+$	$S^-$	$T_P^{rejilla}$	$T_{P,c}^{rejilla}$	Dif. (%)	$T_S^{rejilla}$
5	14313.160	<b>16383</b>	4595.695	16191.550	—	—	—	—
10	4675.421	6636.693	3084.752	15192.880	0.704	0.666	5.5	0.203
15	1447.578	2045.988	1675.205	8696.492	0.708	0.676	4.5	0.193
20	457.936	638.700	926.722	4424.491	0.717	0.683	4.7	0.209
125 kVp								
$z$ [cm]	$P^+$	$P^-$	$S^+$	$S^-$	$T_P^{rejilla}$	$T_{P,c}^{rejilla}$	Dif. (%)	$T_S^{rejilla}$
5	<b>16383</b>	<b>16383</b>	6888.540	<b>16383</b>	—	—	—	—
10	6399.768	9011.921	4720.820	<b>16383</b>	—	—	—	—
15	2039.517	2852.681	2643.000	12310.230	0.715	0.683	4.5	0.215
20	660.410	910.696	1329.842	6460.340	0.725	0.689	5.0	0.206

Tabla 4.5: Transmisión de la radiación primaria medida,  $T_P^{rejilla}$ , y calculada,  $T_{P,c}^{rejilla}$ , y transmisión de la radiación dispersa medida,  $T_S^{rejilla}$ , a través de la rejilla de mesa de la Sala 54, para distintas tensiones y espesores  $z$ .  $P^+$  y  $P^-$  son los valores medios de píxel en las regiones de interés para la radiación primaria, con y sin rejilla, y  $S^+$  y  $S^-$  para la radiación dispersa. Dif. (%) =  $(T_P^{rejilla} - T_{P,c}^{rejilla}) / T_P^{rejilla} \times 100$ .

En la Tabla 4.6 se muestra  $\Sigma_{rejilla}$  para la rejilla de mesa de la Sala 54, para distintos  $U_p$  y  $z$ .

$\Sigma_{rejilla}$	$U_p$ [kVp]					
$z$ [cm]	50	70	90	110	125	Dif. (%)
5	10.2	6.2	4.2	—	—	49.1
10	11.3	6.6	4.4	3.5	—	76.0
15	11.2	6.5	4.5	3.7	3.3	91.8
20	11.1	6.6	4.6	3.4	3.5	89.6
Dif. (%)	6.7	3.9	6.1	4.3	2.8	

Tabla 4.6: Selectividad de la rejilla de mesa de la Sala 54,  $\Sigma_{rejilla}$ , para distintos espesores,  $z$ , del maniquí y tensiones de tubo,  $U_p$ . Dif. (%) =  $(\max\{|\max(\Sigma_{rejilla}) - \text{prom}(\Sigma_{rejilla})|, |\min(\Sigma_{rejilla}) - \text{prom}(\Sigma_{rejilla})|\} / \text{prom}(\Sigma_{rejilla})) \times 100$ , con máx. el máximo, min. el mínimo y prom. el promedio de  $\Sigma_{rejilla}$ .

La Tabla 4.7 muestra  $T_P^{rejilla}$  y  $T_S^{rejilla}$  para la rejilla azul de la Sala II, para distintos  $U_p$  y  $z$ , obtenidas con el método basado en el detector de estado sólido R100, como se describe en la Sec. 3.3.3.1.

50 kVp								
$z$ [cm]	$K_{P+}^{receptor} [\mu\text{Gy}]$	$K_{P-}^{receptor} [\mu\text{Gy}]$	$K_{S+}^{receptor} [\mu\text{Gy}]$	$K_{S-}^{receptor} [\mu\text{Gy}]$	$T_P^{rejilla}$	$T_{P,c}^{rejilla}$	Dif. (%)	$T_S^{rejilla}$
5	57.030	159.200	3.844	151.100	0.358	0.368	-2.8	0.025
10	12.260	31.440	1.947	72.290	0.390	0.407	-4.3	0.027
15	2.753	6.280	0.796	27.610	0.438	0.431	1.8	0.029
20	0.607	1.380	0.314	9.756	0.440	0.448	-1.7	0.032
70 kVp								
$z$ [cm]	$K_{P+}^{receptor} [\mu\text{Gy}]$	$K_{P-}^{receptor} [\mu\text{Gy}]$	$K_{S+}^{receptor} [\mu\text{Gy}]$	$K_{S-}^{receptor} [\mu\text{Gy}]$	$T_P^{rejilla}$	$T_{P,c}^{rejilla}$	Dif. (%)	$T_S^{rejilla}$
5	186.200	432.200	16.580	445.900	0.431	0.439	-1.9	0.037
10	47.140	101.300	10.180	263.700	0.465	0.479	-2.9	0.039
15	12.420	23.900	4.988	122.600	0.520	0.504	3.0	0.041
20	3.160	6.162	2.256	51.850	0.513	0.521	-1.6	0.044
70 kVp								
$z$ [cm]	$K_{P+}^{receptor} [\mu\text{Gy}]$	$K_{P-}^{receptor} [\mu\text{Gy}]$	$K_{S+}^{receptor} [\mu\text{Gy}]$	$K_{S-}^{receptor} [\mu\text{Gy}]$	$T_P^{rejilla}$	$T_{P,c}^{rejilla}$	Dif. (%)	$T_S^{rejilla}$
5	397.300	823.300	49.590	866.300	0.483	0.487	-0.9	0.057
10	110.900	214.400	33.350	574.700	0.517	0.522	-1.0	0.058
15	32.050	55.850	17.870	295.200	0.574	0.544	5.2	0.061
20	8.817	15.690	8.629	136.900	0.562	0.558	0.6	0.063
110 kVp								
$z$ [cm]	$K_{P+}^{receptor} [\mu\text{Gy}]$	$K_{P-}^{receptor} [\mu\text{Gy}]$	$K_{S+}^{receptor} [\mu\text{Gy}]$	$K_{S-}^{receptor} [\mu\text{Gy}]$	$T_P^{rejilla}$	$T_{P,c}^{rejilla}$	Dif. (%)	$T_S^{rejilla}$
5	685.700	1325.000	106.900	1384.000	0.518	0.517	0.1	0.077
10	203.400	371.300	73.820	981.900	0.548	0.549	-0.1	0.075
15	62.360	102.900	41.140	533.900	0.606	0.567	6.4	0.077
20	18.120	30.820	20.600	260.200	0.588	0.580	1.4	0.079
125 kVp								
$z$ [cm]	$K_{P+}^{receptor} [\mu\text{Gy}]$	$K_{P-}^{receptor} [\mu\text{Gy}]$	$K_{S+}^{receptor} [\mu\text{Gy}]$	$K_{S-}^{receptor} [\mu\text{Gy}]$	$T_P^{rejilla}$	$T_{P,c}^{rejilla}$	Dif. (%)	$T_S^{rejilla}$
5	943.300	1760.000	163.200	1825.000	0.536	0.534	0.4	0.089
10	289.700	512.500	114.000	1339.000	0.565	0.563	0.4	0.085
15	91.660	147.900	64.970	749.100	0.620	0.580	6.4	0.087
20	27.340	45.530	33.340	375.100	0.600	0.592	1.5	0.089

Tabla 4.7: Transmisión de la radiación primaria medida,  $T_P^{rejilla}$ , y calculada,  $T_{P,c}^{rejilla}$ , y de la radiación dispersa medida,  $T_S^{rejilla}$ , a través de la rejilla azul de la Sala II, para distintas tensiones y espesores  $z$ .  $K_{P+}^{receptor}$  y  $K_{P-}^{receptor}$  son el kerma de la radiación primaria en el receptor de imagen, con y sin rejilla, y  $K_{S+}^{receptor}$  y  $K_{S-}^{receptor}$ , el kerma de la radiación dispersa en el receptor de imagen, con y sin rejilla. Dif. (%) =  $(T_P^{rejilla} - T_{P,c}^{rejilla}) / T_P^{rejilla} \times 100$ .

En la Tabla 4.8 se muestra  $\Sigma_{rejilla}$  para la rejilla azul de la Sala II, para distintos  $U_p$  y  $z$ .

$\Sigma_{rejilla}$	$U_p$ [kVp]					
$z$ [cm]	50	70	90	110	125	Dif. (%)
5	14.1	11.6	8.4	6.7	6.0	50.5
10	14.5	12.1	8.9	7.3	6.6	46.6
15	15.2	12.8	9.5	7.9	7.1	44.9
20	13.7	11.8	8.9	7.4	6.8	40.8
Dif. (%)	5.9	6.0	6.1	8.5	9.6	

Tabla 4.8: Selectividad de la rejilla azul de la Sala II,  $\Sigma_{rejilla}$ , para distintos espesores,  $z$ , del maniquí y tensiones de tubo,  $U_p$ . Dif. (%) =  $(\max\{|\max(\Sigma_{rejilla}) - \text{prom}(\Sigma_{rejilla})|, |\min(\Sigma_{rejilla}) - \text{prom}(\Sigma_{rejilla})|\} / \text{prom}(\Sigma_{rejilla})) \times 100$ , con máx. el máximo y prom. el promedio de  $\Sigma_{rejilla}$ .

En la Tabla 4.9 figuran  $T_P^{rejilla}$  y  $T_S^{rejilla}$  para la rejilla morada de la Sala II, para distintos  $U_p$  y  $z$ , obtenidas con el método basado en el detector de estado sólido R100, como se describe en la Sec. 3.3.3.1.



50 kVp				
$z$ [cm]	$T_{P,c}^{rejilla}$	$K_{S+}^{receptor}$ [ $\mu$ Gy]	$K_{S-}^{receptor}$ [ $\mu$ Gy]	$T_S^{rejilla}$
5	0.476	4.625	93.320	0.050
10	0.513	2.284	44.890	0.051
15	0.535	0.974	17.810	0.055
20	0.551	0.390	6.675	0.058
70 kVp				
$z$ [cm]	$T_{P,c}^{rejilla}$	$K_{S+}^{receptor}$ [ $\mu$ Gy]	$K_{S-}^{receptor}$ [ $\mu$ Gy]	$T_S^{rejilla}$
5	0.539	19.700	275.300	0.072
10	0.576	12.030	163.200	0.074
15	0.598	6.083	77.600	0.078
20	0.613	2.787	34.140	0.082
90 kVp				
$z$ [cm]	$T_{P,c}^{rejilla}$	$K_{S+}^{receptor}$ [ $\mu$ Gy]	$K_{S-}^{receptor}$ [ $\mu$ Gy]	$T_S^{rejilla}$
5	0.581	55.540	535.400	0.104
10	0.613	37.630	355.600	0.106
15	0.631	20.570	186.400	0.110
20	0.643	10.160	89.270	0.114
110 kVp				
$z$ [cm]	$T_{P,c}^{rejilla}$	$K_{S+}^{receptor}$ [ $\mu$ Gy]	$K_{S-}^{receptor}$ [ $\mu$ Gy]	$T_S^{rejilla}$
5	0.607	113.100	856.900	0.132
10	0.635	80.380	607.700	0.132
15	0.651	45.750	336.100	0.136
20	0.661	23.500	169.300	0.139
125 kVp				
$z$ [cm]	$T_{P,c}^{rejilla}$	$K_{S+}^{receptor}$ [ $\mu$ Gy]	$K_{S-}^{receptor}$ [ $\mu$ Gy]	$T_S^{rejilla}$
5	0.621	168.300	1130.000	0.149
10	0.646	122.600	829.600	0.148
15	0.661	71.470	472.400	0.151
20	0.670	37.640	243.900	0.154

Tabla 4.9: Transmisión de las radiaciones primaria calculada,  $T_{P,c}^{rejilla}$ , y dispersa medida,  $T_S^{rejilla}$ , a través de la rejilla morada de la Sala II, para distintas tensiones y espesores  $z$ .  $K_{S+}^{receptor}$  y  $K_{S-}^{receptor}$ , son el kerma de la radiación dispersa en el receptor de imagen, con y sin rejilla.

La Tabla 4.10 muestra  $\Sigma_{rejilla}$  para la rejilla morada de la Sala II, para distintos  $U_p$  y  $z$ .

$\Sigma_{rejilla}$	$U_p$ [kVp]					
$z$ [cm]	50	70	90	110	125	Dif. (%)
5	9.6	7.5	5.6	4.6	4.2	52.4
10	10.1	7.8	5.8	4.8	4.4	53.4
15	9.8	7.6	5.7	4.8	4.4	51.5
20	9.4	7.5	5.6	4.8	4.3	48.9
Dif. (%)	3.6	2.5	1.8	2.9	3.3	

Tabla 4.10: Selectividad de la rejilla morada de la Sala II,  $\Sigma_{rejilla}$ , para distintos espesores,  $z$ , del maniquí y tensiones de tubo,  $U_p$ . Dif. (%) =  $(\text{máx.}\{|\text{máx.}(\Sigma_{rejilla}) - \text{prom.}(\Sigma_{rejilla})|, |\text{mín.}(\Sigma_{rejilla}) - \text{prom.}(\Sigma_{rejilla})|\}) / \text{prom.}(\Sigma_{rejilla}) \times 100$ , con máx. el máximo, mín. el mínimo y prom. el promedio de  $\Sigma_{rejilla}$ .

En la Tabla 4.11 se muestra  $T_P^{rejilla}$  y  $T_S^{rejilla}$  para la rejilla amarilla de la Sala II, para distintos  $U_p$  y  $z$ , obtenidas con el método basado en el detector de estado sólido R100, como se describe en la Sec. 3.3.3.1.

50 kVp				
$z$ [cm]	$T_{P,c}^{rejilla}$	$K_{S+}^{receptor}$ [ $\mu$ Gy]	$K_{S-}^{receptor}$ [ $\mu$ Gy]	$T_S^{rejilla}$
5	0.368	2.439	93.320	0.026
20	0.448	0.206	6.675	0.031
70 kVp				
$z$ [cm]	$T_{P,c}^{rejilla}$	$K_{S+}^{receptor}$ [ $\mu$ Gy]	$K_{S-}^{receptor}$ [ $\mu$ Gy]	$T_S^{rejilla}$
5	0.439	10.440	275.300	0.038
20	0.521	1.468	34.140	0.043
90 kVp				
$z$ [cm]	$T_{P,c}^{rejilla}$	$K_{S+}^{receptor}$ [ $\mu$ Gy]	$K_{S-}^{receptor}$ [ $\mu$ Gy]	$T_S^{rejilla}$
5	0.487	31.380	535.400	0.059
20	0.558	5.643	89.270	0.063
110 kVp				
$z$ [cm]	$T_{P,c}^{rejilla}$	$K_{S+}^{receptor}$ [ $\mu$ Gy]	$K_{S-}^{receptor}$ [ $\mu$ Gy]	$T_S^{rejilla}$
5	0.517	67.740	856.900	0.079
20	0.580	13.650	169.300	0.081
125 kVp				
$z$ [cm]	$T_{P,c}^{rejilla}$	$K_{S+}^{receptor}$ [ $\mu$ Gy]	$K_{S-}^{receptor}$ [ $\mu$ Gy]	$T_S^{rejilla}$
5	0.534	103.300	1130.000	0.091
20	0.592	22.250	243.900	0.091

Tabla 4.11: Transmisión de las radiaciones primaria calculada,  $T_{P,c}^{rejilla}$ , y dispersa medida,  $T_S^{rejilla}$ , a través de la rejilla amarilla de la Sala II, para distintas tensiones y espesores  $z$ .  $K_{S+}^{receptor}$  y  $K_{S-}^{receptor}$ , son el kerma de la radiación dispersa en el receptor de imagen, con y sin rejilla.

En la Tabla 4.12 figura  $\Sigma_{rejilla}$  para la rejilla amarilla de la Sala II, para distintos  $U_p$  y  $z$ .

$\Sigma_{rejilla}$	$U_p$ [kVp]					
$z$ [cm]	50	70	90	110	125	Dif. (%)
5	14.1	11.6	8.3	6.5	5.8	51.9
20	14.5	12.1	8.8	7.2	6.5	47.5
Dif. (%)	1.5	2.3	3.0	4.8	5.3	

Tabla 4.12: Selectividad de la rejilla amarilla de la Sala II,  $\Sigma_{rejilla}$ , para distintos espesores,  $z$ , del maniquí y tensiones de tubo,  $U_p$ . Dif. (%) =  $(\text{máx.}\{|\text{máx.}(\Sigma_{rejilla}) - \text{prom.}(\Sigma_{rejilla})|, |\text{mín.}(\Sigma_{rejilla}) - \text{prom.}(\Sigma_{rejilla})|\} / \text{prom.}(\Sigma_{rejilla})) \times 100$ , con máx. el máximo, mín. el mínimo y prom. el promedio de  $\Sigma_{rejilla}$ .

En la Tabla 4.13 figuran las  $T_S^{rejilla}$  medias para la rejilla de la Sala 54, y las rejillas de la Sala II, obtenidas con el método basado en imágenes y empleando el detector R100, respectivamente, empleadas para la aplicación del modelo.

Rejilla	Sala 54 Mesa	Sala II Azul	Sala II Morada	Sala II Amarilla
$U_p$ [kVp]	$T_S^{rejilla}$	$T_S^{rejilla}$	$T_S^{rejilla}$	$T_S^{rejilla}$
50	0.056	0.030	0.054	0.029
70	0.103	0.043	0.08	0.041
90	0.158	0.062	0.111	0.061
110	0.207	0.079	0.137	0.080
125	0.236	0.089	0.153	0.091

Tabla 4.13: Transmisión media de la radiación dispersa,  $T_S^{rejilla}$ , a través de la rejilla de la Sala 54 y las rejillas de la Sala II, para distintas tensiones  $U_p$ .

### 4.3. Análisis de incertidumbres

La Tabla 4.14 muestra las  $\frac{\Delta K_{T,c}^{receptor}}{K_{T,c}^{receptor}}$  obtenidas para la rejilla azul de la Sala II, para distintas  $U_p$  y  $z$ , según lo expuesto en la Sec. 3.3.4.

$U_p$ [kVp]	$z$ [cm]	$S_{paciente}$	$S_{receptor}$	$K_{P,c}^{receptor}$ [μGy/mAs]	$\Sigma_{rejilla}$	$\Sigma_{gap}$	$K_{T,c}^{receptor}$ [μGy/mAs]	$\frac{\Delta K_{T,c}^{receptor}}{K_{T,c}^{receptor}}$ (%)
50	5	0.452	0.038	1.036	6.3	1.7	0.813	0.9
	10	0.629	0.068	0.231	13.6		0.186	0.9
	15	0.729	0.098	0.056	14.4		0.047	1.3
	20	0.800	0.135	0.014	14.9		0.012	1.8
70	5	0.472	0.048	3.306	10.2	1.7	2.724	0.7
	10	0.649	0.088	0.904	11.1		0.772	1.2
	15	0.749	0.129	0.264	11.7		0.239	1.8
	20	0.820	0.180	0.080	12.1		0.075	2.5
90	5	0.482	0.065	7.171	7.8	1.7	6.146	0.9
	10	0.659	0.118	2.202	8.4		1.984	1.7
	15	0.759	0.173	0.714	8.7		0.700	2.4
	20	0.830	0.240	0.240	9.0		0.246	3.5
110	5	0.488	0.078	12.1	6.6	1.7	10.596	1.0
	10	0.665	0.143	3.977	6.9		3.718	1.9
	15	0.765	0.209	1.375	7.2		1.425	2.7
	20	0.836	0.288	0.491	7.3		0.539	3.9
125	5	0.491	0.086	16.5	6.0	1.7	14.812	1.1
	10	0.668	0.156	5.679	6.3		5.448	1.9
	15	0.768	0.228	2.037	6.5		2.190	2.8
	20	0.839	0.313	0.753	6.6		0.865	4.0

Tabla 4.14: Kerma de la radiación total en el receptor de imagen calculado,  $K_{T,c}^{receptor}$ , junto con su incertidumbre relativa,  $\frac{\Delta K_{T,c}^{receptor}}{K_{T,c}^{receptor}}$ , y las magnitudes necesarias para determinarla, para distintas tensiones  $U_p$  y espesores  $z$ , para la rejilla azul de la Sala II.

En la Tabla 4.15 se muestra  $\frac{\Delta \Sigma_{gap}}{\Sigma_{gap}}$  y  $\frac{\Delta \Sigma_{rejilla}}{\Sigma_{rejilla}}$  para las rejillas azul y morada de la Sala II, para las distintas  $U_p$ , empleadas para el cálculo de  $\frac{\Delta K_{T,c}^{receptor}}{K_{T,c}^{receptor}}$  que figura en las Tablas 4.14 y 4.16, respectivamente.

$U_p$ [kVp]	$\frac{\Delta \Sigma_{gap}}{\Sigma_{gap}}$ (%)	$\left(\frac{\Delta \Sigma_{rejilla}}{\Sigma_{rejilla}}\right)^{azul}$ (%)	$\left(\frac{\Delta \Sigma_{rejilla}}{\Sigma_{rejilla}}\right)^{morada}$ (%)
50	7.9	5.9	3.6
70	8.9	6.0	2.5
90	9.7	6.1	1.8
110	6.1	8.5	2.9
125	3.1	9.6	3.3

Tabla 4.15: Incertidumbres relativas para las selectividades del gap,  $\frac{\Delta \Sigma_{gap}}{\Sigma_{gap}}$ , y de las rejillas azul y morada de la Sala II,  $\left(\frac{\Delta \Sigma_{rejilla}}{\Sigma_{rejilla}}\right)^{azul}$  y  $\left(\frac{\Delta \Sigma_{rejilla}}{\Sigma_{rejilla}}\right)^{morada}$ , respectivamente, para distintas tensiones  $U_p$ .

La Tabla 4.16 presenta las  $\frac{\Delta K_{T,c}^{receptor}}{K_{T,c}^{receptor}}$  obtenidas para la rejilla morada de la Sala II, para distintas  $U_p$  y  $z$ .

$U_p$ [kVp]	$z$ [cm]	$S_{paciente}$	$S_{receptor}$	$K_{P,c}^{receptor}$ [ $\mu$ Gy/mAs]	$\Sigma_{rejilla}$	$\Sigma_{gap}$	$K_{T,c}^{receptor}$ [ $\mu$ Gy/mAs]	$\frac{\Delta K_{T,c}^{receptor}}{K_{T,c}^{receptor}}$ (%)
50	5	0.452	0.050	0.827	9.6	1.8	0.656	0.5
	10	0.629	0.092	0.180	9.5		0.148	1.0
	15	0.729	0.133	0.042	9.9		0.037	1.4
	20	0.800	0.182	0.011	10.2		0.009	2.0
70	5	0.472	0.070	2.507	6.7	1.8	2.104	0.7
	10	0.649	0.127	0.671	7.2		0.594	1.3
	15	0.749	0.184	0.193	7.5		0.187	1.9
	20	0.820	0.251	0.058	7.7		0.059	2.7
90	5	0.482	0.091	5.283	5.2	1.8	4.637	1.0
	10	0.659	0.165	1.595	5.5		1.504	1.9
	15	0.759	0.238	0.552	5.7		0.544	2.9
	20	0.830	0.323	0.171	5.8		0.193	3.8
110	5	0.488	0.108	8.738	4.4	1.8	7.889	0.9
	10	0.665	0.195	2.839	4.6		2.797	1.7
	15	0.765	0.279	0.973	4.7		1.107	2.3
	20	0.836	0.374	0.345	4.8		0.424	3.3
125	5	0.491	0.118	11.879	4.1	1.8	10.960	0.7
	10	0.668	0.212	4.025	4.2		4.088	1.2
	15	0.768	0.302	1.432	4.3		1.704	1.6
	20	0.839	0.402	0.527	4.4		0.681	2.4

Tabla 4.16: Kerma de la radiación total en el receptor de imagen calculado,  $K_{T,c}^{receptor}$ , junto con su incertidumbre relativa,  $\frac{\Delta K_{T,c}^{receptor}}{K_{T,c}^{receptor}}$ , y las magnitudes necesarias para determinarla, para distintas tensiones  $U_p$  y espesores  $z$ , para la rejilla morada de la Sala II.

$U_p$ [kVp]	$z$ [cm]	$K_T^{receptor}$ [ $\mu$ Gy/mAs]	$K_{T,c}^{receptor}$ [ $\mu$ Gy/mAs]	Dif. (%)
50	5	0.780	0.813	-3.7
	10	0.180	0.186	-1.4
	20	0.012	0.012	-0.2
	30	0.001	0.001	6.9
70	5	2.624	2.724	-3.8
	10	0.741	0.772	-4.2
	20	0.070	0.075	-6.6
	30	0.009	0.009	-2.9
90	5	5.788	6.146	-6.2
	10	1.864	1.984	-6.4
	20	0.226	0.246	-8.9
	30	0.034	0.037	-8.5
110	5	10.240	10.596	-3.5
	10	3.580	3.718	-3.9
	20	0.500	0.539	-7.9
	30	0.084	0.095	-13.4
125	5	14.280	14.812	-3.7
	10	5.206	5.448	-4.6
	20	0.782	0.865	-10.6
	30	0.139	0.169	-21.2

Tabla 4.17: Kerma por mAs total en el receptor de imagen medido  $K_T^{receptor}$  y calculado  $K_{T,c}^{receptor}$  junto con la diferencia relativa Dif. (%) para las tensiones de tubo  $U_p$  y los espesores  $z$ , para la rejilla azul de la Sala II. Dif. (%) =  $(K_T^{receptor} - K_{T,c}^{receptor}) / K_T^{receptor} \times 100$

#### 4.4. Validación del modelo

En la Tabla 4.18 figura la validación del modelo en la Sala 54, la cual se ha realizado para las principales vistas radiográficas.

Vista	$U_p$ [kVp]	$z_{eq}$ [cm]	$K_{P,c}^{receptor}$ [μGy]	$S_{paciente}$	$\Sigma_{rejilla}$	$\Sigma_{gap}$	$S_{receptor}$	$K_{T,c}^{receptor}$ [μGy]	$K_T^{receptor}$ [μGy]	Dif. (%)
Rodilla AP	65	10	8.3	0.644	6.555	2.296	0.107	9.3	9.3	-1,3
Pelvis AP	70	20	0.9	0.820	6.142	2.296	0.244	1.2	1.2	1.9
Abdomen AP	75	20	1.3	0.826	5.502	2.296	0.273	1.8	1.9	-5.2
Cráneo LAT	80	15	5.4	0.759	4.900	2.296	0.219	6.8	6.2	9.7
Col. Lumbar LAT	90	30	0.3	0.914	4.385	2.296	0.514	0.7	0.7	0.3

Tabla 4.18: Kerma total en el receptor de imagen medido  $K_T^{receptor}$  y calculado  $K_{T,c}^{receptor}$ , junto con su diferencia relativa Dif. (%) y las magnitudes fundamentales de las principales vistas radiográficas, para las que se ha tomado un tamaño de campo  $r = 25$  cm, un gap  $a = 10$  cm, y una distancia foco-receptor  $f = 110$  cm. Dif. (%) =  $(K_{T,c}^{receptor} - K_T^{receptor}) / K_T^{receptor} \times 100$

En la Tabla 4.17 se observa la comprobación del modelo a partir del  $K_T^{receptor}$  para distintos  $U_p$  y  $z$ , para la rejilla azul de la Sala II, mientras que la Tabla 4.19 muestra la comprobación para la rejilla morada.

$U_p$ [kVp]	$z$ [cm]	$K_T^{receptor}$ [μGy/mAs]	$K_{T,c}^{receptor}$ [μGy/mAs]	Dif. (%)
50	5	0.620	0.656	-5.7
	10	0.150	0.148	-0.6
	20	0.010	0.009	12.6
	30	0.001	0.001	26.8
70	5	1.950	2.104	-7.9
	10	0.575	0.594	-3.3
	20	0.061	0.059	3.3
	30	0.008	0.007	6.1
90	5	4.292	4.637	-8.0
	10	1.424	1.504	-5.6
	20	0.193	0.193	0.0
	30	0.030	0.031	-3.1
110	5	7.491	7.889	-5.3
	10	2.712	2.797	-3.1
	20	0.422	0.424	-0.5
	30	0.073	0.080	-9.8
125	5	10.370	10.960	-5.7
	10	3.927	4.088	-4.1
	20	0.658	0.681	-3.6
	30	0.121	0.142	-17.7

Tabla 4.19: Kerma por mAs total en el receptor de imagen medido  $K_T^{receptor}$  y calculado  $K_{T,c}^{receptor}$  junto con la diferencia relativa Dif. (%) para las tensiones de tubo  $U_p$  y los espesores  $z$ , para la rejilla morada de la Sala II. Dif. (%) =  $(K_T^{receptor} - K_{T,c}^{receptor}) / K_T^{receptor} \times 100$ .

#### 4.5. Obtención de los espesores del cuerpo humano

A continuación se muestra el cálculo de  $z_{eq}$  para las proyecciones LAT y AP del cráneo, a partir de los perímetros de la elipse que representa la cabeza, tal y como se detalla en la Sec. 3.3.6. El resto de  $z_{eq}$  del cuerpo humano se han obtenido de la misma forma y figuran en el Anexo II en sus correspondientes vistas radiográficas.

La Figura 4.1 presenta la distribución de los  $p$  de la elipse que representa la cabeza. Los diámetros medios tomados de [16] son  $LAT^*=15$  cm y  $AP^*=20$  cm.

Las Figuras 4.2 y 4.3 muestran las distribuciones de los diámetros  $2a$  y  $2b$ . Las medianas de estas distribuciones son:

$$\text{med. } (2a)=15.581 \text{ cm}$$

$$\text{med. } (2b)=20.775 \text{ cm}$$

En la Tabla 4.20 figuran los diámetros LAT y AP para los percentiles 10, 50 y 90 tras la corrección por  $LAT^*$  y  $AP^*$ , así como los  $z_{eq}$  correspondientes, para los que se ha considerado  $\overline{CT}(LAT)=95$  y  $\overline{CT}(AP)=110$ .

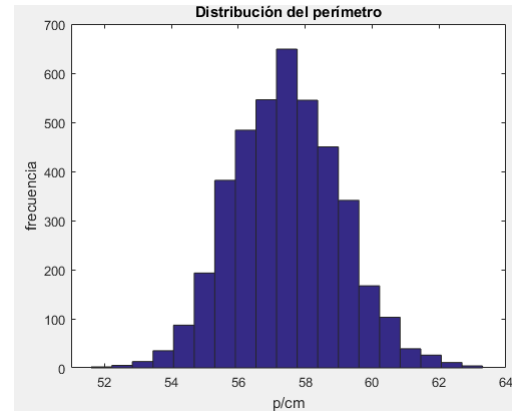


Figura 4.1: Distribución de los perímetros  $p$  correspondientes a la cabeza.

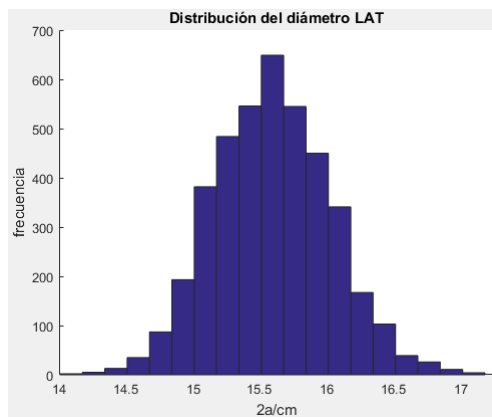


Figura 4.2: Distribución de los diámetros  $2a$  correspondientes a la cabeza.

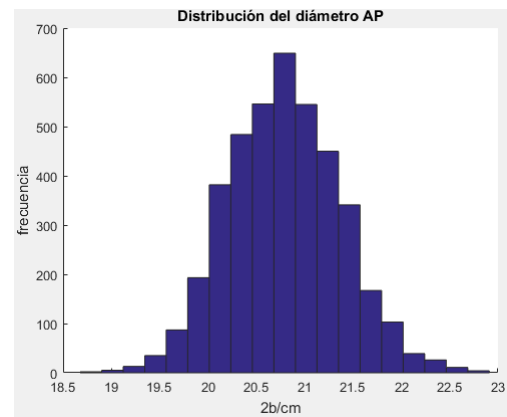


Figura 4.3: Distribución de los diámetros  $2b$  correspondientes a la cabeza.

Percentil	LAT [cm]	$z_{eq}(LAT)$ [cm]	AP [cm]	$z_{eq}(AP)$ [cm]
10	14.5	15.9	19.3	21.4
50	15.0	16.4	20.0	22.2
90	15.6	17.1	20.8	23.1

Tabla 4.20: Espesor equivalente a agua  $z_{eq}$  para las proyecciones LAT y AP del cráneo, para los percentiles 10, 50 y 90, calculado a partir de los perímetros y de los diámetros  $LAT^*$  y  $AP^*$  de la cabeza.

## 4.6. Aplicación del modelo

La aplicación del modelo a la Sala II del Servicio de Radiología del Hospital de Sierrallana, para todas las vistas radiográficas, y tamaños de paciente: pequeño, mediano y grande, se muestra en el Anexo II, en el cuál también figura un ejemplo de cálculo de una técnica radiográfica.

## Capítulo 5

# Conclusiones

Se ha desarrollado un modelo de cálculo que permite obtener el kerma de la radiación total en el receptor de imagen,  $K_T^{receptor}$ , con una exactitud  $<10\%$  en condiciones clínicas, para cualquier vista radiográfica. Este modelo puede aplicarse a cualquier equipo a partir de medidas del rendimiento y la filtración total, realizadas en el control anual, de la transmisión del tablero y de 5 medidas de la transmisión de la radiación dispersa por la rejilla,  $T_S^{rejilla}$ , para las tensiones clínicas, realizadas con el método basado en imágenes o empleando un detector de estado sólido, en función de la respuesta del receptor. Estas medidas pueden realizarse en un tiempo aproximado de 30 minutos.

Del estudio de la dependencia funcional de los métodos de rechazo de la radiación dispersa se deduce que, independientemente del método de medida empleado, la selectividad de la rejilla,  $\Sigma_{rejilla}$ , depende de la tensión  $U_p$ , pero apenas depende del espesor  $z$ . Para las rejillas estudiadas en la Sala 54 de Urgencias del Hospital Universitario Marqués de Valdecilla HUMV y la Sala II de Radiodiagnóstico del Hospital de Sierrallana,  $\Sigma_{rejilla}$  varía menos de un  $10\%$  con  $z$ . La dependencia con el tamaño de campo  $r$  se desprecia al no depender  $S_{paciente}$  de dicha variable. En el caso de la selectividad del gap de aire,  $\Sigma_{gap}$ , no depende ni de la tensión  $U_p$  ni del espesor  $z$ , presentando en el estudio realizado en la Sala 54 variaciones menores al  $10\%$  respecto a ambas magnitudes. Previo al estudio de  $\Sigma_{gap}$ , se ha determinado la posición de la fuente efectiva,  $x$ , según el modelo de Sorenson, encontrando que, en condiciones clínicas,  $x \in [15, 20]$  y que además, no depende demasiado de  $U_p$  y  $z$ .

Del análisis de incertidumbres realizado, se deduce que las variables rechazadas para las selectividades de la rejilla y el gap, producen variaciones en  $K_T^{receptor}$  menores al  $5\%$ . Sin embargo, en la validación del modelo se observan diferencias entre el kerma total medido y calculado del orden del  $10\%$ . Esta diferencia puede deberse a diversos factores que afectan al cálculo del kerma de la radiación primaria en el receptor,  $K_P^{receptor}$ , y a la fracción de la radiación dispersa en el plano de salida del paciente,  $S_{paciente}$ . Entre estos factores se encuentra el hecho de realizar los cálculos con agua y las medidas en PMMA, o las incertidumbres a la hora de determinar el espesor de las rejillas y sus cubiertas, así como su composición.

El estudio de la absorción relativa del receptor de imagen en función de la calidad del haz, de la tensión y del espesor del maniquí, permite conocer cuánta dosis se absorbe en el receptor para un mismo kerma en aire incidente. Este estudio, unido al modelo desarrollado, sería suficiente para determinar  $K_T^{receptor}$  en un maniquí homogéneo y poder sustituir las cámaras de ionización del Control Automático de Exposición (CAE), por un sistema láser de medición de espesores en los equipos de radiografía simple. La sustitución en condiciones clínicas, requeriría conocer la relación señal/ruido en las regiones de interés con maniquís antropomórficos, así como determinar la relación entre el espesor físico del paciente y su espesor equivalente a agua, e implementarla en el menú anatómico del equipo.

# Bibliografía

- [1] Carestream Health INC. *Especificaciones Carestream DRX Evolution Plus*. 2016. Disponible en: <https://www.carestream.com/es/-/media/publicsite/resources/radiography-and-health-it/product-brochures/radiography/dr/pdf/brochure-drx-evolution-plus-201601-es-es.pdf> [consulta: 3 junio 2019].
- [2] MANZANO, P. R. et al. *Fundamentos de Física Médica. Radiodiagnóstico: Bases Físicas, equipos y control de calidad*. Madrid: Sociedad Española de Física Médica, 2012.
- [3] GONZÁLEZ, F. M. y DÍAZ, M. C. La Radiología Digital: Adquisición de imágenes. En: *I+S, Informática y Salud*. 2004, no 45, p. 33-40.
- [4] NAHUM, A. et al. *Handbook of radiotherapy physics: theory and practice*. CRC Press, 2007.
- [5] ANDREO, P. et al. *Fundamentals of ionizing radiation dosimetry*. John Wiley & Sons, 2017.
- [6] AICHINGER, H. et al. *Radiation exposure and image quality in X-ray diagnostic radiology: physical principles and clinical applications*. Springer Science & Business Media, 2011.
- [7] ALCARAZ, M. A. y ALEGRÍA, C. L. *Bases físicas y biológicas del radiodiagnóstico médico*. EDITUM, 2003.
- [8] ALLISY, A. et al. ICRU Report 60: Fundamental quantities and units for ionizing radiation. En: *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements*. 1998. (Traducido por la SEFM: ICRU Report 60: Magnitudes y Unidades Fundamentales para la Radiación Ionizante. *Sociedad Española de Física Médica*, 2003).
- [9] SORENSON, J. A.; FLOCH, J. Scatter rejection by air gaps: an empirical model. En: *Medical physics*. 1985, vol. 12, no 3, p. 308-316.
- [10] RTI Electronics. *Product Catalogue: X-Ray QA and Service. Barracuda*. Suecia, 2009. Disponible en: [https://www.rtigroup.com/content/downloads/brochures/Barracuda\\_brochure.pdf](https://www.rtigroup.com/content/downloads/brochures/Barracuda_brochure.pdf) [consulta: 30 mayo 2019].
- [11] MARQUÉS FRAGUELA, E. et al. Método de cálculo del kerma en aire incidente sobre el receptor de imagen. En: *6º Congreso Conjunto SEFM-SEPR: Aplicaciones de la radiación*. Burgos, 2019, no 64.
- [12] MARQUÉS FRAGUELA, E. et al. Estudio de la dependencia funcional de la selectividad de los métodos de rechazo de la radiación dispersa. En: *6º Congreso Conjunto SEFM-SEPR: Aplicaciones de la radiación*. Burgos, 2019, no 224.
- [13] SEFM, SEPR y SERAM. *Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico*. Madrid, 2011.
- [14] BOR, D. et al. Investigation of grid performance using simple image quality tests. En: *Journal of Medical Physics/Association of Medical Physicists of India*. 2016, vol. 41, no 1, p. 21.



- [15] GORDON, C. C. et al. *Anthropometric survey of US Army personnel: Methods and summary statistics*. Army Natick Soldier Research Development and Engineering Center, 2014.
- [16] FRANK, E. D. et al. *Merrill: Atlas de Posiciones Radiográficas y Procedimientos Radiográficos*. Elsevier España, 2010.
- [17] BASULTO, E. R. *Unidades hounsfield en tomografía computarizada, torque quirúrgico de inserción y frecuencia de resonancia como predictores de indicación de carga protésica inmediata en implantes unitarios*. Universidad de Chile, 2014.
- [18] OIEA *Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos. Un código de práctica internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua*. Colección de informes técnicos, n0 398. Viena, 2005.

# Anexo I

En este anexo se muestra el código Python desarrollado para la implementación del modelo.

```
import numpy as np
import pandas as pd
import matplotlib.pyplot as plt
from scipy.interpolate import interp1d

class calculator():
    def __init__(self, kVp, added_filtration_Al, added_filtration_Cu,
                 field_width, field_length, SOD, STD, patient_thickness,
                 grid_thickness, grid_cover_thickness, grid_strip-
                 density, grid_ratio, SID):
        self.kVp = kVp
        self.kVp_list = [50,60,70,80,90,100,110,125]
        self.kVp_list_2 = [50,70,90,110,125]
        self.added_filtration_Al = added_filtration_Al
        self.added_filtration_Cu = added_filtration_Cu
        R = field_width*field_length/(field_width+field_length)
        self.beam_diameter = int(5 * round(float(2.*np.sqrt(((2-
            patient_thickness/SID)**2-1+patient
            _thickness/SID))/((1+100./(100.-
            patient_thickness))**2-100./
            (100.-patient_thickness))))*\ R)/5))

        if self.beam_diameter > 25:
            self.beam_diameter = 25

        self.beam_diameter_list = [5,10,15,20,25]
        self.SOD = SOD
        self.STD = STD
        self.patient_thickness = int(1*round
            (float(patient_thickness)/1))
        self.patient_thickness_list = [2,5,10,15,20,25,30,35,40]
        self.patient_thickness_list_2 = [5,10,20,30]
        self.grid_thickness = grid_thickness
        self.grid_cover_thickness = grid_cover_thickness
        self.grid_strip_density = grid_strip_density
        self.grid_ratio = grid_ratio
        self.SID = SID
        self.ESPS = 17.5
        self.air_kerma_per_mAs_reference = 46.0
        self.energy_grid = np.asarray([1,2,3,4,5,6,7,8,9,10,\
```

```

11,12,13,14,15,16,17,18,19,20,\
21,22,23,24,25,26,27,28,29,30,\
31,32,33,34,35,36,37,38,39,40,\
41,42,43,44,45,46,47,48,49,50,\
51,52,53,54,55,56,57,58,59,60,\
61,62,63,64,65,66,67,68,69,70,\
71,72,73,74,75,76,77,78,79,80,\
81,82,83,84,85,86,87,88,89,90,\
91,92,93,94,95,96,97,98,99,100,\
101,102,103,104,105,106,107,108,109,110,\
111,112,113,114,115,116,117,118,119,120,\
121,122,123,124,125,126,127,128,129,130,\
131,132,133,134,135,136,137,138,139,140,\
141,142,143,144,145,146,147,148,149,150])
self.normalization_factor_spectrum = {'50':1.841E4,\
                                       '60':2.552E4,\
                                       '70':3.215E4,\
                                       '80':3.839E4,\
                                       '90':5.792E4,\
                                       '100':9.169E4,\
                                       '110':1.290E5,\
                                       '125':1.945E5}
self.spectrum = {'50':np.asarray([0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 3,\
44, 180, 837, 2773, 9593, 26759, 57262,\
114120, 173529, 267034,\
363290, 466340, 569007, 666734, 750089,\
830432, 888696, 930317, 968066, 987776,\
1000000, 992604, 986083, 964897, 944610,\
901908, 871911, 826307, 774340, 722053,\
667931, 611426, 543920, 491570, 429359,\
363207, 296418, 227368, 154039, 71991,\
4326, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0,\
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0,\
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0,\
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0,\
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0,\
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0,\
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0,\
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0,\
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0]),\
'60':np.array([0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 2,\
35, 185, 776, 2107, 7498, 20384, 46824,\
93848, 143104, 225251,\
302760, 400193, 492762, 591266, 679710,\
759412, 825812, 875891, 926279, 950378,\
973250, 985141, 995654, 1000000, 979802,\
977047, 949813, 920045, 895575, 868134,\
838035, 803551, 768453, 722887, 694828,\
649275, 607518, 573897, 530227, 493162,\
443123, 409615, 359176, 311240, 272846,
```



```

0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0,\
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0]),\
'90':np.array([0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 2,\
39, 157, 653, 1383, 4095, 10166, 22917,\
47778, 73733, 117581,\
167994, 223298, 288983, 349337, 409480,\
474311, 527903, 575483, 626666, 659980,\
695997, 720073, 738608, 749503, 765918,\
776208, 773891, 770329, 769040, 764694,\
747606, 740359, 726410, 714506, 700764,\
681835, 663486, 654415, 640149, 617866,\
598948, 585721, 568539, 551554, 531263,\
514795, 492928, 657931, 635550, 1000000,\
431037, 427842, 385568, 372203, 358748,\
341888, 390912, 460485, 317590, 308856,\
228940, 224447, 208963, 197837, 186796,\
175325, 163593, 152709, 142631, 131277,\
120508, 112275, 97429, 86575, 74108,\
60574, 49929, 38898, 24603, 10926,\
1215, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0,\
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0,\
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0,\
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0,\
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0,\
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0]),\
'100':np.array([0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 2,\
24, 123, 434, 942, 2629, 6621, 14723,\
31296, 47848, 75917,\
108386, 147282, 187013, 232358, 273957,\
317042, 358732, 392792, 417717, 451957,\
479454, 496760, 513603, 525633, 536322,\
540950, 552475, 546783, 548836, 548653,\
541087, 537685, 529732, 525172, 514506,\
501249, 492962, 480670, 477307, 462693,\
452029, 441166, 426812, 413765, 405536,\
393051, 386189, 594842, 559739, 1000000,\
345936, 342670, 312847, 302322, 292874,\
284941, 353897, 427168, 279839, 272956,\
198974, 192755, 187221, 176837, 172509,\
166958, 159323, 152000, 147098, 140790,\
133951, 123517, 117947, 113397, 104866,\
102009, 90885, 86051, 77766, 70162,\
64487, 60546, 50020, 44621, 39511, 32504,\
26032, 19416, 13513, 5735,\
475, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0,\
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0,\
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0,\
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0,\
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0]),\
'110':np.array([0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 1,\
21, 93, 366, 685, 2147, 4642, 10867,
```



```

self.mass_attenuation_coefficient_Al = np.array([1.185E+03,
2.263E+03, 7.881E+02, 3.605E+02, 1.934E+02,\
1.153E+02, 7.408E+01, 5.032E+01, 3.569E+01, 2.621E+01,\
1.981E+01, 1.534E+01, 1.212E+01, 9.744E+00, 7.955E+00,\
6.583E+00, 5.513E+00, 4.667E+00, 3.990E+00, 3.442E+00,\
2.993E+00, 2.623E+00, 2.314E+00, 2.055E+00, 1.836E+00,\
1.649E+00, 1.489E+00, 1.351E+00, 1.232E+00, 1.128E+00,\
1.037E+00, 9.576E-01, 8.873E-01, 8.250E-01, 7.696E-01,\
7.202E-01, 6.760E-01, 6.364E-01, 6.007E-01, 5.684E-01,\
5.392E-01, 5.128E-01, 4.886E-01, 4.667E-01, 4.466E-01,\
4.281E-01, 4.112E-01, 3.957E-01, 3.814E-01, 3.681E-01,\
3.559E-01, 3.446E-01, 3.340E-01, 3.242E-01, 3.151E-01,\
3.066E-01, 2.987E-01, 2.913E-01, 2.843E-01, 2.778E-01,\
2.717E-01, 2.659E-01, 2.605E-01, 2.554E-01, 2.506E-01,\
2.460E-01, 2.417E-01, 2.376E-01, 2.338E-01, 2.301E-01,\
2.266E-01, 2.233E-01, 2.202E-01, 2.172E-01, 2.143E-01,\
2.116E-01, 2.089E-01, 2.064E-01, 2.041E-01, 2.018E-01,\
1.996E-01, 1.975E-01, 1.955E-01, 1.935E-01, 1.917E-01,\
1.899E-01, 1.881E-01, 1.865E-01, 1.849E-01, 1.833E-01,\
1.818E-01, 1.804E-01, 1.790E-01, 1.777E-01, 1.764E-01,\
1.751E-01, 1.739E-01, 1.727E-01, 1.715E-01, 1.704E-01,\
1.693E-01, 1.683E-01, 1.673E-01, 1.663E-01, 1.653E-01,\
1.644E-01, 1.634E-01, 1.625E-01, 1.617E-01, 1.608E-01,\
1.600E-01, 1.592E-01, 1.584E-01, 1.576E-01, 1.569E-01,\
1.561E-01, 1.554E-01, 1.547E-01, 1.540E-01, 1.533E-01,\
1.527E-01, 1.520E-01, 1.514E-01, 1.508E-01, 1.502E-01,\
1.496E-01, 1.490E-01, 1.484E-01, 1.478E-01, 1.473E-01,\
1.467E-01, 1.462E-01, 1.457E-01, 1.451E-01, 1.446E-01,\
1.441E-01, 1.436E-01, 1.431E-01, 1.427E-01, 1.422E-01,\
1.417E-01, 1.413E-01, 1.408E-01, 1.404E-01, 1.399E-01,\
1.395E-01, 1.391E-01, 1.387E-01, 1.383E-01, 1.378E-01])

self.mass_attenuation_coefficient_C = np.array([2.211E+03,
3.026E+02, 9.032E+01, 3.778E+01, 1.912E+01,\
1.095E+01, 6.846E+00, 4.576E+00, 3.225E+00, 2.373E+00,\
1.811E+00, 1.426E+00, 1.153E+00, 9.551E-01, 8.074E-01,\
6.952E-01, 6.084E-01, 5.402E-01, 4.858E-01, 4.420E-01,\
4.061E-01, 3.766E-01, 3.519E-01, 3.312E-01, 3.136E-01,\
2.986E-01, 2.857E-01, 2.745E-01, 2.647E-01, 2.562E-01,\
2.486E-01, 2.419E-01, 2.360E-01, 2.306E-01, 2.258E-01,\
2.215E-01, 2.175E-01, 2.139E-01, 2.107E-01, 2.076E-01,\
2.049E-01, 2.023E-01, 1.999E-01, 1.977E-01, 1.957E-01,\
1.937E-01, 1.919E-01, 1.902E-01, 1.886E-01, 1.871E-01,\
1.856E-01, 1.843E-01, 1.830E-01, 1.817E-01, 1.805E-01,\
1.794E-01, 1.783E-01, 1.773E-01, 1.763E-01, 1.753E-01,\
1.744E-01, 1.735E-01, 1.726E-01, 1.718E-01, 1.710E-01,\
1.702E-01, 1.694E-01, 1.687E-01, 1.679E-01, 1.672E-01,\
1.666E-01, 1.659E-01, 1.652E-01, 1.646E-01, 1.640E-01,\
1.633E-01, 1.627E-01, 1.621E-01, 1.616E-01, 1.610E-01,\
1.604E-01, 1.599E-01, 1.594E-01, 1.588E-01, 1.583E-01,\

```

```

1.578E-01, 1.573E-01, 1.568E-01, 1.563E-01, 1.558E-01,\
1.554E-01, 1.549E-01, 1.544E-01, 1.540E-01, 1.535E-01,\
1.531E-01, 1.526E-01, 1.522E-01, 1.518E-01, 1.514E-01,\
1.509E-01, 1.505E-01, 1.501E-01, 1.497E-01, 1.493E-01,\
1.489E-01, 1.485E-01, 1.481E-01, 1.478E-01, 1.474E-01,\
1.470E-01, 1.466E-01, 1.463E-01, 1.459E-01, 1.456E-01,\
1.452E-01, 1.448E-01, 1.445E-01, 1.441E-01, 1.438E-01,\
1.435E-01, 1.431E-01, 1.428E-01, 1.425E-01, 1.421E-01,\
1.418E-01, 1.415E-01, 1.412E-01, 1.408E-01, 1.405E-01,\
1.402E-01, 1.399E-01, 1.396E-01, 1.393E-01, 1.390E-01,\
1.387E-01, 1.384E-01, 1.381E-01, 1.378E-01, 1.375E-01,\
1.372E-01, 1.369E-01, 1.366E-01, 1.363E-01, 1.361E-01,\
1.358E-01, 1.355E-01, 1.352E-01, 1.349E-01, 1.347E-01])

```

```

self.mass_attenuation_coefficient_Cu = np.array([1.057E+04,
2.154E+03, 7.488E+02, 3.473E+02, 1.899E+02,\
1.156E+02, 7.571E+01, 5.255E+01, 2.768E+02, 2.160E+02,\
1.703E+02, 1.357E+02, 1.094E+02, 8.943E+01, 7.405E+01,\
6.211E+01, 5.266E+01, 4.508E+01, 3.890E+01, 3.380E+01,\
2.955E+01, 2.598E+01, 2.297E+01, 2.040E+01, 1.820E+01,\
1.631E+01, 1.467E+01, 1.325E+01, 1.200E+01, 1.091E+01,\
9.951E+00, 9.101E+00, 8.347E+00, 7.674E+00, 7.074E+00,\
6.535E+00, 6.051E+00, 5.614E+00, 5.219E+00, 4.862E+00,\
4.537E+00, 4.241E+00, 3.971E+00, 3.724E+00, 3.498E+00,\
3.291E+00, 3.100E+00, 2.925E+00, 2.763E+00, 2.613E+00,\
2.474E+00, 2.346E+00, 2.227E+00, 2.116E+00, 2.013E+00,\
1.917E+00, 1.828E+00, 1.744E+00, 1.666E+00, 1.593E+00,\
1.524E+00, 1.460E+00, 1.399E+00, 1.342E+00, 1.289E+00,\
1.239E+00, 1.191E+00, 1.146E+00, 1.104E+00, 1.064E+00,\
1.026E+00, 9.906E-01, 9.567E-01, 9.246E-01, 8.941E-01,\
8.652E-01, 8.377E-01, 8.115E-01, 7.866E-01, 7.630E-01,\
7.404E-01, 7.189E-01, 6.984E-01, 6.788E-01, 6.602E-01,\
6.423E-01, 6.252E-01, 6.089E-01, 5.933E-01, 5.783E-01,\
5.640E-01, 5.503E-01, 5.371E-01, 5.245E-01, 5.124E-01,\
5.007E-01, 4.895E-01, 4.788E-01, 4.684E-01, 4.585E-01,\
4.489E-01, 4.397E-01, 4.308E-01, 4.223E-01, 4.141E-01,\
4.061E-01, 3.985E-01, 3.911E-01, 3.839E-01, 3.770E-01,\
3.704E-01, 3.639E-01, 3.577E-01, 3.517E-01, 3.459E-01,\
3.403E-01, 3.348E-01, 3.295E-01, 3.244E-01, 3.195E-01,\
3.147E-01, 3.100E-01, 3.055E-01, 3.011E-01, 2.969E-01,\
2.928E-01, 2.888E-01, 2.849E-01, 2.811E-01, 2.775E-01,\
2.739E-01, 2.705E-01, 2.671E-01, 2.638E-01, 2.606E-01,\
2.575E-01, 2.545E-01, 2.516E-01, 2.487E-01, 2.460E-01,\
2.432E-01, 2.406E-01, 2.380E-01, 2.355E-01, 2.331E-01,\
2.307E-01, 2.284E-01, 2.261E-01, 2.239E-01, 2.217E-01])

```

```

self.mass_attenuation_coefficient_air = np.array([3.606E+03,
5.280E+02, 1.625E+02, 7.787E+01, 4.027E+01,\
2.341E+01, 1.477E+01, 9.919E+00, 6.989E+00, 5.120E+00,\
3.874E+00, 3.012E+00, 2.398E+00, 1.949E+00, 1.614E+00,\
1.358E+00, 1.160E+00, 1.003E+00, 8.787E-01, 7.780E-01,\

```



```

6.957E-01, 6.278E-01, 5.713E-01, 5.239E-01, 4.837E-01,\
4.496E-01, 4.202E-01, 3.949E-01, 3.730E-01, 3.538E-01,\
3.370E-01, 3.222E-01, 3.090E-01, 2.974E-01, 2.869E-01,\
2.776E-01, 2.692E-01, 2.616E-01, 2.547E-01, 2.485E-01,\
2.428E-01, 2.375E-01, 2.328E-01, 2.283E-01, 2.243E-01,\
2.205E-01, 2.170E-01, 2.138E-01, 2.108E-01, 2.080E-01,\
2.053E-01, 2.028E-01, 2.005E-01, 1.983E-01, 1.963E-01,\
1.943E-01, 1.925E-01, 1.907E-01, 1.891E-01, 1.875E-01,\
1.860E-01, 1.845E-01, 1.832E-01, 1.818E-01, 1.806E-01,\
1.794E-01, 1.782E-01, 1.771E-01, 1.760E-01, 1.750E-01,\
1.740E-01, 1.730E-01, 1.721E-01, 1.712E-01, 1.703E-01,\
1.694E-01, 1.686E-01, 1.678E-01, 1.670E-01, 1.662E-01,\
1.655E-01, 1.648E-01, 1.641E-01, 1.634E-01, 1.627E-01,\
1.621E-01, 1.614E-01, 1.608E-01, 1.602E-01, 1.596E-01,\
1.590E-01, 1.584E-01, 1.578E-01, 1.573E-01, 1.567E-01,\
1.562E-01, 1.556E-01, 1.551E-01, 1.546E-01, 1.541E-01,\
1.536E-01, 1.531E-01, 1.527E-01, 1.522E-01, 1.517E-01,\
1.513E-01, 1.508E-01, 1.504E-01, 1.499E-01, 1.495E-01,\
1.491E-01, 1.486E-01, 1.482E-01, 1.478E-01, 1.474E-01,\
1.470E-01, 1.466E-01, 1.462E-01, 1.458E-01, 1.455E-01,\
1.451E-01, 1.447E-01, 1.443E-01, 1.440E-01, 1.436E-01,\
1.433E-01, 1.429E-01, 1.425E-01, 1.422E-01, 1.419E-01,\
1.415E-01, 1.412E-01, 1.408E-01, 1.405E-01, 1.402E-01,\
1.399E-01, 1.395E-01, 1.392E-01, 1.389E-01, 1.386E-01,\
1.383E-01, 1.380E-01, 1.377E-01, 1.374E-01, 1.370E-01,\
1.367E-01, 1.365E-01, 1.362E-01, 1.359E-01, 1.356E-01])

```

```

self.mass_energy_tranfer_coefficient_air=np.array([3.59900000e+03,\
5.26200000e+02, 1.61400000e+02, 7.63600000e+01,\
3.93100000e+01, 2.27000000e+01, 1.44604883e+01, 9.44600000e+00,\
6.49367412e+00, 4.74200000e+00, 3.52365777e+00, 2.64674043e+00,\
2.03819421e+00, 1.62496532e+00, 1.33400000e+00, 1.10330571e+00,\
9.15134880e-01, 7.62801200e-01, 6.39618346e-01, 5.38900000e-01,\
4.54817267e-01, 3.84970956e-01, 3.27819304e-01, 2.81820547e-01,\
2.45432920e-01, 2.17114660e-01, 1.95324002e-01, 1.78519182e-01,\
1.65158436e-01, 1.53700000e-01, 1.42865885e-01, 1.32433204e-01,\
1.22442846e-01, 1.12935699e-01, 1.03952651e-01, 9.55345914e-02,\
8.77224080e-02, 8.05569893e-02, 7.40792238e-02, 6.83300000e-02,\
6.33312832e-02, 5.90293469e-02, 5.53515415e-02, 5.22252173e-02,\
4.95777247e-02, 4.73364142e-02, 4.54286361e-02, 4.37817407e-02,\
4.23230786e-02, 4.09800000e-02, 3.96923420e-02, 3.84498880e-02,\
3.72549079e-02, 3.61096719e-02, 3.50164498e-02, 3.39775118e-02,\
3.29951278e-02, 3.20715678e-02, 3.12091019e-02, 3.04100000e-02,\
2.96756372e-02, 2.90038082e-02, 2.83914130e-02, 2.78353514e-02,\
2.73325232e-02, 2.68798283e-02, 2.64741665e-02, 2.61124375e-02,\
2.57915414e-02, 2.55083779e-02, 2.52598468e-02, 2.50428479e-02,\
2.48542812e-02, 2.46910465e-02, 2.45500435e-02, 2.44281722e-02,\
2.43223324e-02, 2.42294238e-02, 2.41463464e-02, 2.40700000e-02,\
2.39977929e-02, 2.39291671e-02, 2.38640734e-02, 2.38024623e-02,\
2.37442843e-02, 2.36894902e-02, 2.36380304e-02, 2.35898556e-02,\
2.35449163e-02, 2.35031631e-02, 2.34645468e-02, 2.34290177e-02,\

```

```

2.33965265e-02, 2.33670239e-02, 2.33404604e-02, 2.33167865e-02,\
2.32959530e-02, 2.32779103e-02, 2.32626091e-02, 2.32500000e-02,\
2.32400335e-02, 2.32326603e-02, 2.32278309e-02, 2.32254959e-02,\
2.32256060e-02, 2.32281116e-02, 2.32329635e-02, 2.32401122e-02,\
2.32495082e-02, 2.32611023e-02, 2.32748449e-02, 2.32906867e-02,\
2.33085782e-02, 2.33284701e-02, 2.33503129e-02, 2.33740572e-02,\
2.33996537e-02, 2.34270528e-02, 2.34562053e-02, 2.34870617e-02,\
2.35195726e-02, 2.35536885e-02, 2.35893601e-02, 2.36265380e-02,\
2.36651728e-02, 2.37052149e-02, 2.37466152e-02, 2.37893240e-02,\
2.38332921e-02, 2.38784700e-02, 2.39248083e-02, 2.39722576e-02,\
2.40207685e-02, 2.40702915e-02, 2.41207774e-02, 2.41721766e-02,\
2.42244397e-02, 2.42775174e-02, 2.43313603e-02, 2.43859188e-02,\
2.44411437e-02, 2.44969856e-02, 2.45533949e-02, 2.46103223e-02,\
2.46677184e-02, 2.47255338e-02, 2.47837191e-02, 2.48422248e-02,\
2.49010016e-02, 2.49600000e-02])

self.mass_attenuation_coefficient_water = np.array([4.077E+03,
6.173E+02, 1.928E+02, 8.277E+01, 4.259E+01,\
2.464E+01, 1.550E+01, 1.037E+01, 7.291E+00, 5.330E+00,\
4.026E+00, 3.126E+00, 2.487E+00, 2.021E+00, 1.672E+00,\
1.408E+00, 1.203E+00, 1.042E+00, 9.134E-01, 8.098E-01,\
7.253E-01, 6.557E-01, 5.978E-01, 5.493E-01, 5.082E-01,\
4.733E-01, 4.433E-01, 4.175E-01, 3.951E-01, 3.756E-01,\
3.584E-01, 3.433E-01, 3.300E-01, 3.181E-01, 3.075E-01,\
2.980E-01, 2.894E-01, 2.817E-01, 2.747E-01, 2.683E-01,\
2.625E-01, 2.571E-01, 2.523E-01, 2.478E-01, 2.436E-01,\
2.398E-01, 2.362E-01, 2.329E-01, 2.298E-01, 2.269E-01,\
2.242E-01, 2.217E-01, 2.193E-01, 2.171E-01, 2.149E-01,\
2.129E-01, 2.110E-01, 2.092E-01, 2.075E-01, 2.059E-01,\
2.043E-01, 2.028E-01, 2.014E-01, 2.000E-01, 1.987E-01,\
1.974E-01, 1.962E-01, 1.951E-01, 1.939E-01, 1.929E-01,\
1.918E-01, 1.908E-01, 1.898E-01, 1.888E-01, 1.879E-01,\
1.870E-01, 1.861E-01, 1.853E-01, 1.845E-01, 1.837E-01,\
1.829E-01, 1.821E-01, 1.814E-01, 1.806E-01, 1.799E-01,\
1.792E-01, 1.785E-01, 1.779E-01, 1.772E-01, 1.766E-01,\
1.759E-01, 1.753E-01, 1.747E-01, 1.741E-01, 1.735E-01,\
1.729E-01, 1.724E-01, 1.718E-01, 1.713E-01, 1.707E-01,\
1.702E-01, 1.697E-01, 1.692E-01, 1.686E-01, 1.681E-01,\
1.677E-01, 1.672E-01, 1.667E-01, 1.662E-01, 1.657E-01,\
1.653E-01, 1.648E-01, 1.644E-01, 1.639E-01, 1.635E-01,\
1.630E-01, 1.626E-01, 1.622E-01, 1.618E-01, 1.614E-01,\
1.609E-01, 1.605E-01, 1.601E-01, 1.597E-01, 1.593E-01,\
1.589E-01, 1.586E-01, 1.582E-01, 1.578E-01, 1.574E-01,\
1.570E-01, 1.567E-01, 1.563E-01, 1.559E-01, 1.556E-01,\
1.552E-01, 1.549E-01, 1.545E-01, 1.542E-01, 1.538E-01,\
1.535E-01, 1.531E-01, 1.528E-01, 1.525E-01, 1.521E-01,\
1.518E-01, 1.515E-01, 1.512E-01, 1.508E-01, 1.505E-01])

self.mass_density = {'Al':2.699,\
                      'Cu':8.960,\
                      'air':0.001205,\

```

```

        'water':1.000,\
        'C':2.27}

self.scatter_fraction = {'50':pd.DataFrame(data=[\
    [0.236, 0.274, 0.301, 0.260, 0.249],\
    [0.232, 0.355, 0.412, 0.438, 0.452],\
    [0.277, 0.460, 0.549, 0.603, 0.629],\
    [0.342, 0.544, 0.648, 0.700, 0.729],\
    [0.402, 0.613, 0.715, 0.771, 0.800],\
    [0.452, 0.668, 0.770, 0.821, 0.844],\
    [0.497, 0.715, 0.807, 0.861, 0.884],\
    [0.539, 0.758, 0.844, 0.896, 0.915],\
    [0.582, 0.894, 0.433, 1.243, 1.551]],\
    index=[2,5,10,15,20,25,30,35,40],\
    columns=[5,10,15,20,25]),\
    '60':pd.DataFrame(data=[\
    [0.246, 0.284, 0.338, 0.270, 0.259],\
    [0.242, 0.365, 0.422, 0.448, 0.462],\
    [0.287, 0.470, 0.559, 0.613, 0.639],\
    [0.352, 0.554, 0.658, 0.710, 0.739],\
    [0.412, 0.623, 0.725, 0.781, 0.810],\
    [0.462, 0.678, 0.780, 0.831, 0.854],\
    [0.507, 0.725, 0.817, 0.871, 0.894],\
    [0.549, 0.768, 0.854, 0.906, 0.925],\
    [0.592, 0.904, 0.443, 1.253, 1.561]],\
    index=[2,5,10,15,20,25,30,35,40],\
    columns=[5,10,15,20,25]),\
    '70':pd.DataFrame(data=[\
    [0.256, 0.294, 0.348, 0.280, 0.269],\
    [0.252, 0.375, 0.432, 0.458, 0.472],\
    [0.297, 0.480, 0.569, 0.623, 0.649],\
    [0.362, 0.564, 0.668, 0.720, 0.749],\
    [0.422, 0.633, 0.735, 0.791, 0.820],\
    [0.472, 0.688, 0.790, 0.841, 0.864],\
    [0.517, 0.735, 0.827, 0.881, 0.904],\
    [0.559, 0.778, 0.864, 0.916, 0.935],\
    [0.602, 0.914, 0.453, 1.263, 1.571]],\
    index=[2,5,10,15,20,25,30,35,40],\
    columns=[5,10,15,20,25]),\
    '80':pd.DataFrame(data=[\
    [0.267, 0.310, 0.330, 0.308, 0.315],\
    [0.262, 0.385, 0.442, 0.468, 0.482],\
    [0.307, 0.490, 0.579, 0.633, 0.659],\
    [0.372, 0.574, 0.678, 0.730, 0.759],\
    [0.432, 0.643, 0.745, 0.801, 0.830],\
    [0.482, 0.698, 0.800, 0.851, 0.874],\
    [0.527, 0.745, 0.837, 0.891, 0.914],\
    [0.569, 0.788, 0.874, 0.926, 0.945],\
    [0.597, 0.837, 0.926, 0.990, 0.984]],\
    index=[2,5,10,15,20,25,30,35,40],\
    columns=[5,10,15,20,25]),\

```

```

'90':pd.DataFrame(data=[\
    [0.267, 0.310, 0.330, 0.308, 0.315],\
    [0.262, 0.385, 0.442, 0.468, 0.482],\
    [0.307, 0.490, 0.579, 0.633, 0.659],\
    [0.372, 0.574, 0.678, 0.730, 0.759],\
    [0.432, 0.643, 0.745, 0.801, 0.830],\
    [0.482, 0.698, 0.800, 0.851, 0.874],\
    [0.527, 0.745, 0.837, 0.891, 0.914],\
    [0.569, 0.788, 0.874, 0.926, 0.945],\
    [0.597, 0.837, 0.926, 0.990, 0.984]],\
    index=[2,5,10,15,20,25,30,35,40],\
    columns=[5,10,15,20,25]),\
'100':pd.DataFrame(data=[\
    [0.267, 0.310, 0.330, 0.308, 0.315],\
    [0.262, 0.385, 0.442, 0.468, 0.482],\
    [0.307, 0.490, 0.579, 0.633, 0.659],\
    [0.372, 0.574, 0.678, 0.730, 0.759],\
    [0.432, 0.643, 0.745, 0.801, 0.830],\
    [0.482, 0.698, 0.800, 0.851, 0.874],\
    [0.527, 0.745, 0.837, 0.891, 0.914],\
    [0.569, 0.788, 0.874, 0.926, 0.945],\
    [0.597, 0.837, 0.926, 0.990, 0.984]],\
    index=[2,5,10,15,20,25,30,35,40],\
    columns=[5,10,15,20,25]),\
'110':pd.DataFrame(data=[\
    [0.273, 0.316, 0.336, 0.314, 0.321],\
    [0.268, 0.391, 0.448, 0.474, 0.488],\
    [0.313, 0.496, 0.585, 0.639, 0.665],\
    [0.378, 0.580, 0.684, 0.736, 0.765],\
    [0.438, 0.649, 0.751, 0.807, 0.836],\
    [0.488, 0.704, 0.806, 0.857, 0.880],\
    [0.533, 0.751, 0.843, 0.897, 0.920],\
    [0.575, 0.794, 0.880, 0.932, 0.951],\
    [0.603, 0.843, 0.932, 0.996, 0.990]],\
    index=[2,5,10,15,20,25,30,35,40],\
    columns=[5,10,15,20,25]),\
'125':pd.DataFrame(data=[\
    [0.276, 0.319, 0.339, 0.317, 0.324],\
    [0.271, 0.394, 0.451, 0.477, 0.491],\
    [0.316, 0.499, 0.588, 0.642, 0.668],\
    [0.381, 0.583, 0.687, 0.739, 0.768],\
    [0.441, 0.652, 0.754, 0.810, 0.839],\
    [0.491, 0.707, 0.809, 0.860, 0.883],\
    [0.536, 0.754, 0.846, 0.900, 0.923],\
    [0.578, 0.797, 0.883, 0.935, 0.954],\
    [0.606, 0.846, 0.935, 0.999, 0.993]],\
    index=[2,5,10,15,20,25,30,35,40],\
    columns=[5,10,15,20,25])}

self.grid_secondary_transmission = {'50':0.030,'70':\
    0.043,'90':0.062,'110':0.079,'125':0.089}

```

```

def get_spectrum_in_front_of_patient(self, kVp):
    tmp = np.multiply((1/self.SOD**2)*self.normalization_
        factor_spectrum[str(kVp)], self.spectrum[str(kVp)])
    tmp = np.multiply(tmp, np.exp(-
        self.mass_attenuation_coefficient_Al*self.mass_density
        ['Al']*self.added_filtration_Al))
    tmp = np.multiply(tmp, np.exp(-self.mass_attenuation_
        coefficient_Cu*self.mass_density['Cu']*
        self.added_filtration_Cu))
    self.spectrum_in_front_of_patient = tmp
    return self.spectrum_in_front_of_patient

def get_spectrum_behind_patient(self, kVp):
    tmp = np.multiply(self.SOD**2/self.STD**2,
        self.get_spectrum_in_front_of_patient(kVp))
    tmp = np.multiply(tmp, np.exp(-self.mass_attenuation_
        coefficient_water*self.mass_density['water']*self.
        patient_thickness))
    self.spectrum_behind_patient = tmp
    return self.spectrum_behind_patient

def get_spectrum_behind_grid(self, kVp):
    tmp = self.get_spectrum_behind_patient(kVp)
    tmp = np.multiply(tmp, np.exp(-self.mass_attenuation_
        coefficient_Al*self.mass_density['Al']*self.grid_thickness))
    self.spectrum_behind_grid = tmp
    return self.spectrum_behind_grid

def get_primary_air_kerma_per_mAs_in_front_of_patient(self):
    self.air_kerma_per_mAs_list = []
    for kVp in self.kVp_list:
        tmp = np.multiply(self.get_spectrum_in_front_
            of_patient(kVp), self.energy_grid)
        tmp = np.multiply(tmp, self.mass_energy_
            tranfer_coefficient_air)
        tmp = np.sum(tmp)
        tmp = np.multiply(tmp, 1.602E-16*1E6)
        tmp = np.multiply(tmp, self.air_kerma_per_mAs_reference/73.0)
        self.air_kerma_per_mAs_list.append(tmp)
    f = interp1d(self.kVp_list, self.air_kerma_per_mAs_list,
        kind='cubic')
    return f(self.kVp)

def get_primary_air_kerma_per_mAs_behind_patient(self):
    self.air_kerma_per_mAs_list = []
    for kVp in self.kVp_list:
        tmp = np.multiply(self.get_spectrum_behind_
            patient(kVp), self.energy_grid)
        tmp = np.multiply(tmp, self.mass_energy_tranfer_
            coefficient_air)

```

```

        tmp = np.sum(tmp)
        tmp = np.multiply(tmp, 1.602E-16*1E6)
        self.air_kerma_per_mAs_list.append(tmp)
    f = interp1d(self.kVp_list, self.air_kerma_per_mAs_list,
        kind='cubic')
    return f(self.kVp)

def get_patient_primary_transmission(self):
    return self.get_primary_air_kerma_per_mAs_behind_patient()/
        self.get_primary_air_kerma_per_mAs_in_front_of_patient()

def get_primary_air_kerma_per_mAs_behind_grid(self):
    if self.grid_thickness == 0:
        return
        self.get_primary_air_kerma_per_mAs_behind_patient()
    else:
        self.air_kerma_per_mAs_list = []
        for kVp in self.kVp_list:
            tmp = np.multiply(self.get_spectrum_behind
                _grid(kVp), self.energy_grid)
            tmp = np.multiply(tmp, self.mass_energy_transfer_
                coefficient_air)
            tmp = np.sum(tmp)
            tmp = np.multiply(tmp, 1.602E-16*1E6)
            tmp = np.multiply(tmp, (self.grid_thickness - 2.*self.
                grid_cover_thickness)*self.grid_strip_density
                /self.grid_ratio)
            self.air_kerma_per_mAs_list.append(tmp)
        f = interp1d(self.kVp_list, self.air_kerma_per_
            mAs_list, kind='cubic')
        return f(self.kVp)

def get_grid_primary_transmission(self):
    return self.get_primary_air_kerma_per_mAs_behind_grid()/
        self.get_primary_air_kerma_per_mAs_behind_patient()

def get_grid_secondary_transmission(self):
    self.grid_secondary_transmission_list = []
    for kVp in self.kVp_list_2:
        self.grid_secondary_transmission_list.append
            (self.grid_secondary_transmission[str(kVp)])
    f = interp1d(self.kVp_list_2,
        self.grid_secondary_transmission_list, kind='cubic')
    return float(f(self.kVp))

def get_primary_air_kerma_per_mAs_behind_gap(self):
    return self.get_primary_air_kerma_per_
        mAs_behind_grid()*(self.STD/self.SID)**2

def get_gap_primary_transmission(self):
    return self.get_primary_air_kerma_per_mAs_behind_gap()/

```

```

self.get_primary_air_kerma_per_mAs_behind_grid()

def get_scatter_fraction_behind_patient(self):
    self.scatter_fraction_list = []
    for kVp in self.kVp_list:
        tmp = self.scatter_fraction[str(kVp)][self.beam_
            diameter].values
        f = interp1d(self.patient_thickness_list, tmp,
            kind='cubic')
        self.scatter_fraction_list.append(f(self.patient_thickness))
    g = interp1d(self.kVp_list, self.scatter_fraction_list,
        kind='cubic')
    self.scatter_fraction_behind_patient = float(g(self.kVp))
    return self.scatter_fraction_behind_patient

def get_scatter_fraction_behind_grid(self):
    S = self.get_scatter_fraction_behind_patient()
    sigma = self.get_grid_selectivity()
    return S/(S+sigma*(1-S))

def get_scatter_fraction_behind_gap(self):
    S = self.get_scatter_fraction_behind_grid()
    sigma = self.get_gap_selectivity()
    return S/(S+sigma*(1-S))

def get_grid_selectivity(self):
    if self.grid_thickness == 0:
        return 1.0
    else:
        Tp = self.get_grid_primary_transmission()
        Ts = self.get_grid_secondary_transmission()
        sigma = Tp/Ts
        return sigma

def get_gap_selectivity(self):
    f = self.SID
    a = self.SID-self.STD
    x = self.ESPS
    return ((f-a)/f)**2/(x/(x+a))**2

def get_total_air_kerma_per_mAs_behind_gap(self):
    Ip = self.get_primary_air_kerma_per_mAs_behind_gap()
    S = self.get_scatter_fraction_behind_gap()
    return Ip/(1-S)

```

# Anexo II

En este anexo se muestra la aplicación del modelo a las vistas radiográficas que se emplean frecuentemente en la Sala II de Radiodiagnóstico del Hospital de Sierrallana. En la Tabla 5.1 figuran los mAs calculados para cada vista y los espesores  $z_{eq}$  obtenidos. así como el resto de parámetros fundamentales del modelo.

Vista	$U_p$ [kVp]	$z_{eq}$ [cm]	$f$ [cm]	$K_{P,c}^{receptor}$ [μGy/mAs]	$S_{paciente}$	$\Sigma_{rejilla}$	$\Sigma_{gap}$	$S_{receptor}$	$K_{T,c}^{receptor}$ [μGy/mAs]	mAs
Tórax-PA-Erecto-P 180-S	110	7.6	180	2.299	0.607	6.811	1.811	0.111	2.121	1.2
Tórax-PA-Erecto-P 180-M	110	8.7	180	1.846	0.638	6.882	1.811	0.124	1.727	1.4
Tórax-PA-Erecto-P 180-L	110	9.9	180	1.485	0.665	6.944	1.811	0.136	1.410	1.8
Tórax-AP-Supino-M 110-S	110	7.6	110	6.155	0.607	6.812	1.718	0.116	5.712	0.4
Tórax-AP-Supino-M 110-M	110	8.7	110	4.942	0.638	6.882	1.718	0.129	4.656	0.5
Tórax-AP-Supino-M 110-L	110	9.9	110	3.977	0.665	6.945	1.718	0.143	3.800	0.7
Tórax-LAT-Erecto-P 180-S	125	13.2	180	1.421	0.733	9.678	1.811	0.136	1.624	1.5
Tórax-LAT-Erecto-P 180-M	125	15.1	180	0.947	0.768	9.778	1.811	0.158	1.110	2.3
Tórax-LAT-Erecto-P 180-L	125	17.2	180	0.634	0.799	9.863	1.811	0.183	0.776	3.2
Tórax-AP-Recostado-P 180-S	125	7.6	180	3.232	0.610	6.218	1.811	0.122	3.055	0.8
Tórax-AP-Recostado-P 180-M	125	8.7	180	2.615	0.641	6.275	1.811	0.136	2.511	1.0
Tórax-AP-Recostado-P 180-L	125	9.9	180	2.121	0.668	6.326	1.811	0.149	2.069	1.2
Tórax-AP Axial-Erecto-P 180-S	125	7.6	180	3.232	0.610	6.218	1.811	0.122	3.055	0.8
Tórax-AP Axial-Erecto-P 180-M	125	8.7	180	2.615	0.641	6.275	1.811	0.136	2.511	1.0
Tórax-AP Axial-Erecto-P 180-L	125	9.9	180	2.121	0.668	6.326	1.811	0.149	2.069	1.2
Tórax-LAT-Supino -M 110-S	125	13.2	110	3.057	0.733	6.452	1.718	0.199	3.167	0.8
Tórax-LAT-Supino -M 110-M	125	15.1	110	2.037	0.768	6.519	1.718	0.228	2.190	1.1
Tórax-LAT-Supino -M 110-L	125	17.2	110	1.364	0.799	6.576	1.718	0.261	1.531	1.6
Tórax-AP-Supino-Directo-S	90	7.6	100	8.305	0.601	1.000	1.000	0.601	16.018	0.2
Tórax-AP-Supino-Directo-M	90	8.7	100	6.498	0.632	1.000	1.000	0.632	13.583	0.2
Tórax-AP-Supino-Directo-L	90	9.9	100	5.102	0.659	1.000	1.000	0.659	11.521	0.2
Costillas-AP-Erecto-P 180-S	70	7.6	180	0.562	0.594	10.825	1.811	0.070	0.477	5.2
Costillas-AP-Erecto-P 180-M	70	8.7	180	0.435	0.623	10.990	1.811	0.077	0.372	6.7
Costillas-AP-Erecto-P 180-L	70	9.9	180	0.338	0.649	11.139	1.811	0.084	0.291	8.6
Costillas-PA-Supino-M 110-S	70	7.6	110	1.504	0.594	10.825	1.718	0.073	1.282	2.0
Costillas-PA-Supino-M 110-M	70	8.7	110	1.164	0.623	10.990	1.718	0.081	1.001	2.5
Costillas-PA-Supino-M 110-L	70	9.9	110	0.904	0.649	11.139	1.718	0.088	0.783	3.2
Costillas-AP Obl-Supino-M 110-S	70	7.6	110	1.504	0.594	10.825	1.718	0.073	1.282	2.0
Costillas-AP Obl-Supino-M 110-M	70	8.7	110	1.164	0.623	10.990	1.718	0.081	1.001	2.5
Costillas-AP Obl-Supino-M 110-L	70	9.9	110	0.904	0.649	11.139	1.718	0.088	0.783	3.2
Costillas-PA Obl-Erecto-P 180-S	70	7.6	180	0.562	0.594	10.825	1.811	0.070	0.477	5.2
Costillas-PA Obl-Erecto-P 180-M	70	8.7	180	0.435	0.623	10.990	1.811	0.077	0.372	6.7
Costillas-PA Obl-Erecto-P 180-L	70	9.9	180	0.338	0.649	11.139	1.811	0.084	0.291	8.6
Costillas-PA Obl- Prono-M 110-S	70	7.6	110	1.504	0.594	10.825	1.718	0.073	1.282	2.0
Costillas-PA Obl- Prono-M 110-M	70	8.7	110	1.164	0.623	10.990	1.718	0.081	1.001	2.5
Costillas-PA Obl- Prono-M 110-L	70	9.9	110	0.904	0.649	11.139	1.718	0.088	0.783	3.2
Mandíbula-PA-Erecto-P 180-S	75	18.5	180	0.066	0.801	11.075	1.811	0.167	0.062	40.3
Mandíbula-PA-Erecto-P 180-M	75	19.1	180	0.052	0.814	11.139	1.811	0.178	0.050	50.0
Mandíbula-PA-Erecto-P 180-L	75	19.9	180	0.042	0.826	11.198	1.811	0.189	0.041	61.0
Mandíbula-AxioLAT-Erecto-P 180-S	75	13.4	180	0.212	0.720	10.676	1.811	0.117	0.190	13.2
Mandíbula-AxioLAT-Erecto-P 180-M	75	13.8	180	0.168	0.738	10.768	1.811	0.126	0.151	16.6
Mandíbula-AxioLAT-Erecto-P 180-L	75	14.4	180	0.168	0.738	10.768	1.811	0.126	0.151	16.6
S. paranasales-PA-Erecto-P 140-S	75	19.8	140	0.080	0.622	7.089	1.769	0.274	0.089	28.1
S. paranasales-PA-Erecto-P 140-M	75	20.5	140	0.080	0.622	7.089	1.769	0.274	0.089	28.1
S. paranasales-PA-Erecto-P 140-L	75	21.3	140	0.064	0.625	7.115	1.769	0.288	0.072	34.7



Vista	$U_p$ [kVp]	$z_{eq}$ [cm]	$f$ [cm]	$K_{P,c}^{receptor}$ [μGy/mAs]	$S_{paciente}$	$\Sigma_{rejilla}$	$\Sigma_{gap}$	$S_{receptor}$	$K_{T,c}^{receptor}$ [μGy/mAs]	mAs
S. paranasales-LAT- Erecto-P 140-S	75	13.6	140	0.327	0.605	6.888	1.769	0.188	0.322	7.8
S. paranasales-LAT- Erecto-P 140-M	75	14.1	140	0.327	0.605	6.888	1.769	0.188	0.322	7.8
S. paranasales-LAT- Erecto-P 140-L	75	14.7	140	0.258	0.608	6.928	1.769	0.201	0.258	9.7
Hueso Nasal-LAT-Erecto-P 140-M	50	1.7	140	2.220	0.438	8.102	1.769	0.023	1.710	1.5
Huesos Faciales-PA- Erecto-P 140-S	80	20.1	140	0.107	0.630	6.589	1.769	0.295	0.121	20.7
Huesos Faciales-PA- Erecto-P 140-M	80	20.8	140	0.085	0.633	6.611	1.769	0.310	0.099	25.3
Huesos Faciales-PA- Erecto-P 140-L	80	21.7	140	0.068	0.635	6.632	1.769	0.325	0.081	30.9
Huesos Faciales-LAT-Erecto-P 140-S	75	14.7	140	0.258	0.608	6.928	1.769	0.201	0.258	9.7
Huesos Faciales-LAT-Erecto-P 140-M	75	15.2	140	0.258	0.608	6.928	1.769	0.201	0.258	9.7
Huesos Faciales-LAT-Erecto-P 140-L	75	15.8	140	0.204	0.611	6.965	1.769	0.215	0.207	12.1
Cráneo-PA-Prono-M 110-S	80	21.4	110	0.119	0.840	10.410	1.718	0.227	0.123	20.3
Cráneo-PA-Prono-M 110-M	80	22.2	110	0.096	0.850	10.456	1.718	0.239	0.100	25.0
Cráneo-PA-Prono-M 110-L	80	23.1	110	0.077	0.858	10.499	1.718	0.251	0.082	30.5
Cráneo-PA-Erecto-P 140-S	80	21.4	140	0.085	0.633	6.611	1.769	0.310	0.099	25.3
Cráneo-PA-Erecto-P 140-S	80	22.2	140	0.068	0.635	6.632	1.769	0.325	0.081	30.9
Cráneo-PA-Erecto-P 140-S	80	23.1	140	0.055	0.636	6.652	1.769	0.339	0.066	37.9
Cráneo-AP Axial-Supino-M 110-S	80	21.4	110	0.119	0.840	10.410	1.718	0.227	0.123	20.3
Cráneo-AP Axial-Supino-M 110-S	80	22.2	110	0.096	0.850	10.456	1.718	0.239	0.100	25.0
Cráneo-AP Axial-Supino-M 110-S	80	23.1	110	0.077	0.858	10.499	1.718	0.251	0.082	30.5
Cráneo-LAT-Erecto-P 140-S	80	15.9	140	0.265	0.620	3.481	1.769	0.231	0.276	9.1
Cráneo-LAT-Erecto-P 140-M	80	16.4	140	0.265	0.620	3.481	1.769	0.231	0.276	9.1
Cráneo-LAT-Erecto-P 140-L	80	17.1	140	0.211	0.623	6.511	1.769	0.247	0.224	11.2
Cráneo-LAT-Supino- Directo-S	80	15.9	100	0.839	0.775	1.000	1.000	0.775	2.983	0.8
Cráneo-LAT-Supino- Directo-M	80	16.4	100	0.839	0.775	1.000	1.000	0.775	2.983	0.8
Cráneo-LAT-Supino- Directo-L	80	17.1	100	0.664	0.790	1.000	1.000	0.790	2.534	1.0
Silla Turca-AP-Erecto-P 140-S	80	21.4	140	0.085	0.633	6.611	1.769	0.310	0.099	25.3
Silla Turca-AP-Erecto-P 140-M	80	22.2	140	0.068	0.635	6.632	1.769	0.325	0.081	30.9
Silla Turca-AP-Erecto-P 140-L	80	23.1	140	0.055	0.636	6.652	1.769	0.339	0.066	37.9
Silla Turca-LAT-Erecto-P 140-S	80	15.9	140	0.265	0.620	6.481	1.769	0.231	0.276	9.1
Silla Turca-LAT-Erecto-P 140-M	80	16.4	140	0.265	0.620	6.481	1.769	0.231	0.276	9.1
Silla Turca-LAT-Erecto-P 140-L	80	17.1	140	0.211	0.623	6.511	1.769	0.247	0.224	11.2
Cuello-AP-Erecto-P 140-S	75	10.7	140	0.676	0.592	6.745	1.769	0.150	0.629	4.0
Cuello-AP-Erecto-P 140-M	75	11.7	140	0.529	0.597	6.797	1.769	0.163	0.499	5.0
Cuello-AP-Erecto-P 140-L	75	13.0	140	0.416	0.600	6.845	1.769	0.175	0.398	6.3
Cuello-LAT-Erecto-P 140-S	75	10.7	140	0.676	0.592	6.745	1.769	0.150	0.629	4.0
Cuello-LAT-Erecto-P 140-M	75	11.7	140	0.529	0.597	6.797	1.769	0.163	0.499	5.0
Cuello-LAT-Erecto-P 140-L	75	13.0	140	0.416	0.600	6.845	1.769	0.175	0.398	6.3
C.cervical-LAT-Erecto-P 180-S	75	10.7	180	0.344	0.679	10.467	1.811	0.100	0.302	8.3
C.cervical-LAT-Erecto-P 180-M	75	11.7	180	0.270	0.700	10.576	1.811	0.109	0.239	10.5
C.cervical-LAT-Erecto-P 180-L	75	13.0	180	0.212	0.720	10.676	1.811	0.117	0.190	13.2
C.cervical-AP Axial-Erecto-P 140-S	75	10.7	140	0.676	0.592	6.745	1.769	0.150	0.629	4.0
C.cervical-AP Axial-Erecto-P 140-M	75	11.7	140	0.529	0.597	6.797	1.769	0.163	0.499	5.0
C.cervical-AP Axial-Erecto-P 140-L	75	13.0	140	0.416	0.600	6.845	1.769	0.175	0.398	6.3
C.cervical-AP-Supino-M 110-S	75	10.7	110	0.921	0.679	10.467	1.718	0.105	0.813	3.1
C.cervical-AP-Supino-M 110-M	75	11.7	110	0.723	0.700	10.576	1.718	0.114	0.645	3.9
C.cervical-AP-Supino-M 110-L	75	13.0	110	0.569	0.720	10.676	1.718	0.123	0.512	4.9
C.cervical-LAT Flex-Erecto-P 140-S	75	10.7	140	0.676	0.592	6.745	1.769	0.150	0.629	4.0
C.cervical-LAT Flex-Erecto-P 140-M	75	11.7	140	0.529	0.597	6.797	1.769	0.163	0.499	5.0
C.cervical-LAT Flex-Erecto-P 140-L	75	13.0	140	0.416	0.600	6.845	1.769	0.175	0.398	6.3
C.cervical-LAT Ext-Erecto-P 140-S	75	10.7	140	0.676	0.592	6.745	1.769	0.150	0.629	4.0
C.cervical-LAT Ext-Erecto-P 140-M	75	11.7	140	0.529	0.597	6.797	1.769	0.163	0.499	5.0
C.cervical-LAT Ext-Erecto-P 140-L	75	13.0	140	0.416	0.600	6.845	1.769	0.175	0.398	6.3
C.Dorsal-AP-Supino-M 110-S	80	21.2	110	0.119	0.840	10.410	1.718	0.227	0.123	20.3
C.Dorsal-AP-Supino-M 110-M	80	24.2	110	0.061	0.866	10.539	1.718	0.263	0.067	37.5
C.Dorsal-AP-Supino-M 110-L	80	27.5	110	0.026	0.897	10.679	1.718	0.326	0.031	82.0
C.Dorsal-LAT-Recostado-M 110-S	80	16.4	110	0.368	0.775	10.131	1.718	0.165	0.352	7.1
C.Dorsal-LAT-Recostado-M 110-M	80	18.7	110	0.186	0.818	10.310	1.718	0.202	0.187	11.3
C.Dorsal-LAT-Recostado-M 110-L	80	21.2	110	0.119	0.840	10.410	1.718	0.227	0.123	20.3
C.Lumbar-AP-Supino-M 110-S	80	17.7	110	0.233	0.850	10.254	1.718	0.190	0.230	10.9
C.Lumbar-AP-Supino-M 110-M	80	21.8	110	0.096	0.845	10.456	1.718	0.239	0.100	25.0
C.Lumbar-AP-Supino-M 110-L	80	26.1	110	0.040	0.882	10.613	1.718	0.291	0.045	55.8
C.Lumbar-LAT-Recostado-M 110-S	90	22.0	110	0.156	0.850	9.080	1.718	0.266	0.173	14.5
C.Lumbar-LAT-Recostado-M 110-M	90	27.0	110	0.054	0.890	9.227	1.718	0.339	0.067	37.5
C.Lumbar-LAT-Recostado-M 110-L	90	32.3	110	0.019	0.927	9.339	1.718	0.442	0.028	89.3
C.Lumbar-AP Obl-Supino-M 110-S	85	17.7	110	0.298	0.806	9.538	1.718	0.202	0.303	8.3
C.Lumbar-AP Obl-Supino-M 110-M	85	21.8	110	0.124	0.851	9.715	1.718	0.254	0.135	18.5
C.Lumbar-AP Obl-Supino-M 110-L	85	26.1	110	0.053	0.883	9.852	1.718	0.308	0.061	41.0
C.Lumbar-PA Obl-Prono-M 110-S	85	17.7	110	0.298	0.806	9.538	1.718	0.202	0.303	18.5
C.Lumbar-PA Obl-Prono-M 110-M	85	21.8	110	0.124	0.851	9.715	1.718	0.254	0.135	41.0
C.Lumbar-PA Obl-Prono-M 110-L	85	26.1	110	0.053	0.883	9.852	1.718	0.308	0.061	18.5
Sacro-AP-Supino-M 110-S	80	13.1	110	0.734	0.724	9.908	1.718	0.134	0.678	3.7
Sacro-AP-Supino-M 110-S	80	16.1	110	0.368	0.775	10.131	1.718	0.165	0.352	7.1
Sacro-AP-Supino-M 110-S	80	19.2	110	0.186	0.818	10.310	1.718	0.202	0.187	13.4

Vista	$U_p$ [kVp]	$z_{eq}$ [cm]	$f$ [cm]	$K_{P,c}^{receptor}$ [μGy/mAs]	$S_{paciente}$	$\Sigma_{rejilla}$	$\Sigma_{gap}$	$S_{receptor}$	$K_{T,c}^{receptor}$ [μGy/mAs]	mAs
Sacro-PA Axial-Prono-M 110-S	80	13.1	110	0.734	0.724	9.908	1.718	0.134	0.678	3.7
Sacro-PA Axial-Prono-M 110-S	80	16.1	110	0.368	0.775	10.131	1.718	0.165	0.352	7.1
Sacro-PA Axial-Prono-M 110-L	80	19.2	110	0.186	0.818	10.310	1.718	0.202	0.187	13.4
Clavícula-AP-Erecto-P 140-S	70	15.3	140	0.193	0.598	7.473	1.769	0.184	0.187	13.4
Clavícula-AP-Erecto-P 140-M	70	18.1	140	0.094	0.607	7.592	1.769	0.225	0.096	26.2
Clavícula-AP-Erecto-P 140-L	70	21.0	140	0.462	0.062	7.689	1.769	0.264	0.050	50.0
Clavícula-AP-Supino- M 110-S	70	15.3	110	0.264	0.749	11.720	1.718	0.129	0.239	10.5
Clavícula-AP-Supino- M 110-M	70	18.1	110	0.129	0.796	11.975	1.718	0.159	0.121	20.7
Clavícula-AP-Supino- M 110-L	70	21.0	110	0.064	0.830	12.184	1.718	0.189	0.062	40.3
Escápula-AP-Erecto- P 140-S	75	15.3	140	0.258	0.608	6.928	1.769	0.201	0.255	9.8
Escápula-AP-Erecto- P 140-M	75	18.2	140	0.127	0.617	7.031	1.769	0.245	0.133	18.8
Escápula-AP-Erecto- P 140-L	75	21.5	140	0.051	0.627	7.139	1.769	0.301	0.057	43.9
Hombro-AP-Erecto-P 140-S	75	16.7	140	0.161	0.615	7.000	1.769	0.229	0.165	15.2
Hombro-AP-Erecto-P 140-M	75	18.2	140	0.127	0.617	7.031	1.769	0.245	0.133	18.8
Hombro-AP-Erecto-P 140-L	75	19.9	140	0.080	0.622	7.089	1.769	0.274	0.087	28.7
Hombro-AP Rot.-Erecto-P 140-S	75	16.7	140	0.161	0.615	7.000	1.769	0.229	0.165	15.2
Hombro-AP Rot.-Erecto-P 140-M	75	18.2	140	0.127	0.617	7.031	1.769	0.245	0.133	18.8
Hombro-AP Rot.-Erecto-P 140-L	75	19.9	140	0.080	0.622	7.089	1.769	0.274	0.087	28.7
Hombro-AP-Supino-M 110-S	75	16.7	110	0.222	0.787	11.006	1.718	0.163	0.210	11.9
Hombro-AP-Supino-M 110-M	75	18.2	110	0.176	0.801	11.075	1.718	0.175	0.169	14.8
Hombro-AP-Supino-M 110-L	75	19.9	110	0.111	0.826	11.198	1.718	0.198	0.110	22.7
Húmero-AP-Erecto-P 140-S	70	12.7	140	0.316	0.590	7.377	1.769	0.160	0.297	8.4
Húmero-AP-Erecto-P 140-M	70	13.3	140	0.316	0.590	7.377	1.769	0.160	0.297	8.4
Húmero-AP-Erecto-P 140-L	70	14.9	140	0.193	0.598	7.473	1.769	0.184	0.187	13.4
Húmero-LAT-Erecto-P 140-S	70	12.7	140	0.316	0.590	7.377	1.769	0.160	0.297	8.4
Húmero-LAT-Erecto-P 140-M	70	13.3	140	0.316	0.590	7.377	1.769	0.160	0.297	8.4
Húmero-LAT-Erecto-P 140-L	70	14.9	140	0.193	0.598	7.473	1.769	0.184	0.187	13.4
Húmero-AP-Supino-M 110-S	70	12.7	110	0.429	0.713	11.515	1.718	0.112	0.382	6.5
Húmero-AP-Supino-M 110-M	70	13.3	110	0.429	0.713	11.515	1.718	0.112	0.382	6.5
Húmero-AP-Supino-M 110-L	70	14.9	110	0.264	0.749	11.720	1.718	0.129	0.239	10.5
Húmero-AP-LAT-M 110-S	70	12.7	110	0.429	0.713	11.515	1.718	0.112	0.382	6.5
Húmero-AP-LAT-M 110-M	70	13.3	110	0.429	0.713	11.515	1.718	0.112	0.382	6.5
Húmero-AP-LAT-M 110-L	70	14.9	110	0.264	0.749	11.720	1.718	0.129	0.239	10.5
Húmero-Transtorácica-Erecto-P 140-S	80	14.9	140	0.334	0.617	6.449	1.769	0.216	0.341	7.3
Húmero-Transtorácica-Erecto-P 140-S	80	16.6	140	0.211	0.623	6.511	1.769	0.247	0.224	11.2
Húmero-Transtorácica-Erecto-P 140-S	80	16.8	140	0.134	0.628	6.565	1.769	0.279	0.149	22.4
Codo-AP-Sentado-Directo-S	60	8.7	100	1.875	0.613	1.000	1.000	0.613	3.735	0.7
Codo-AP-Sentado-Directo-M	60	9.8	100	1.413	0.639	1.000	1.000	0.639	3.013	0.8
Codo-AP-Sentado-Directo-L	60	10.9	100	1.069	0.662	1.000	1.000	0.662	2.436	1.0
Codo-LAT-Sentado-Directo-S	60	8.7	100	1.875	0.613	1.000	1.000	0.613	3.735	0.7
Codo-LAT-Sentado-Directo-M	60	9.8	100	1.413	0.639	1.000	1.000	0.639	3.013	0.8
Codo-LAT-Sentado-Directo-L	60	10.9	100	1.069	0.662	1.000	1.000	0.662	2.436	1.0
Antebrazo-AP-Sentado-Directo-S	60	6.8	100	3.351	0.550	1.000	1.000	0.550	5.736	0.4
Antebrazo-AP-Sentado-Directo-M	60	7.8	100	2.500	0.584	1.000	1.000	0.584	4.630	0.5
Antebrazo-AP-Sentado-Directo-L	60	8.8	100	1.875	0.613	1.000	1.000	0.613	3.735	0.7
Antebrazo-LAT-Sentado-Directo-S	60	6.8	100	3.351	0.550	1.000	1.000	0.550	5.736	0.4
Antebrazo-LAT-Sentado-Directo-M	60	7.8	100	2.500	0.584	1.000	1.000	0.584	4.630	0.5
Antebrazo-LAT-Sentado-Directo-L	60	8.8	100	1.875	0.613	1.000	1.000	0.613	3.735	0.7
Muñeca-PA-Sentado-Directo-S	55	4.3	100	6.701	0.402	1.000	1.000	0.402	8.517	0.3
Muñeca-PA-Sentado-Directo-M	55	4.5	100	6.701	0.402	1.000	1.000	0.402	8.517	0.3
Muñeca-PA-Sentado-Directo-L	55	4.8	100	4.846	0.458	1.000	1.000	0.458	6.789	0.4
Muñeca-LAT-Sentado-Directo-S	60	7.7	100	2.500	0.584	1.000	1.000	0.584	4.630	0.5
Muñeca-LAT-Sentado-Directo-M	60	8.2	100	2.500	0.584	1.000	1.000	0.584	4.630	0.5
Muñeca-LAT-Sentado-Directo-L	60	8.6	100	1.875	0.613	1.000	1.000	0.613	3.735	0.7
Muñeca-PA Rot.-Sentado-Directo-S	55	4.3	100	6.701	0.402	1.000	1.000	0.402	8.517	0.3
Muñeca-PA Rot.-Sentado-Directo-M	55	4.5	100	6.701	0.402	1.000	1.000	0.402	8.517	0.3
Muñeca-PA Rot.-Sentado-Directo-L	55	4.8	100	4.846	0.458	1.000	1.000	0.458	6.789	0.4
Mano-PA-Sentado-Directo-S	55	4.0	100	6.701	0.402	1.000	1.000	0.402	8.517	0.3
Mano-PA-Sentado-Directo-M	55	4.4	100	6.701	0.402	1.000	1.000	0.402	8.517	0.3
Mano-PA-Sentado-Directo-L	55	4.9	100	4.846	0.458	1.000	1.000	0.458	6.789	0.4
Mano-PA Obl-Sentado-Directo-S	60	4.0	100	8.396	0.405	1.000	1.000	0.405	10.869	0.2
Mano-PA Obl-Sentado-Directo-M	60	4.4	100	8.396	0.405	1.000	1.000	0.405	10.869	0.2
Mano-PA Obl-Sentado-Directo-L	60	4.9	100	6.134	0.462	1.000	1.000	0.462	8.779	0.3
Mano-LAT-Sentado-Directo-S	60	4.6	100	6.134	0.462	1.000	1.000	0.462	8.779	0.3
Mano-LAT-Sentado-Directo-M	60	5.1	100	6.134	0.462	1.000	1.000	0.462	8.779	0.3
Mano-LAT-Sentado-Directo-L	60	5.6	100	4.518	0.510	1.000	1.000	0.510	7.098	0.4
Dedos-PA-Sentado-Directo-M	55	2.1	100	13.252	0.261	1.000	1.000	0.261	13.632	0.2
Dedos-PA Obl-Sentado-Directo-M	55	2.1	100	13.252	0.261	1.000	1.000	0.261	13.632	0.2
Dedos-LAT-Sentado-Directo-M	55	2.2	100	13.252	0.261	1.000	1.000	0.261	13.632	0.2
Pelvis-AP-Supino-M 110-S	70	16.6	110	0.163	0.781	11.896	1.718	0.149	0.152	16.4
Pelvis-AP-Supino-M 110-M	70	19.7	110	0.080	0.820	12.119	1.718	0.179	0.077	32.5
Pelvis-AP-Supino-M 110-L	70	23.1	110	0.040	0.846	12.303	1.718	0.206	0.040	62.5

Vista	$U_p$ [kVp]	$z_{eq}$ [cm]	$f$ [cm]	$K_{P,c}^{receptor}$ [μGy/mAs]	$S_{paciente}$	$\Sigma_{rejilla}$	$\Sigma_{gap}$	$S_{receptor}$	$K_{T,c}^{receptor}$ [μGy/mAs]	mAs
Pelvis-AP-Supino-Directo-S	70	16.6	100	0.387	0.781	1.000	1.000	0.781	1.396	1.8
Pelvis-AP-Supino-Directo-M	70	19.7	100	0.187	0.820	1.000	1.000	0.820	0.820	3.0
Pelvis-AP-Supino-Directo-L	70	23.1	100	0.092	0.846	1.000	1.000	0.846	0.470	5.3
Pelvis-AP Obl- Supino-M 110-S	70	16.6	110	0.163	0.781	11.896	1.718	0.149	0.152	16.4
Pelvis-AP Obl- Supino-M 110-M	70	19.7	110	0.080	0.820	12.119	1.718	0.179	0.077	32.5
Pelvis-AP Obl- Supino-M 110-L	70	23.1	110	0.040	0.846	12.303	1.718	0.206	0.040	62.5
Cadera-AP-Supino-M 110-S	65	16.6	110	0.119	0.776	12.825	1.718	0.136	0.107	23.4
Cadera-AP-Supino-M 110-M	65	18.7	110	0.073	0.803	12.998	1.718	0.155	0.067	37.3
Cadera-AP-Supino-M 110-L	65	21.6	110	0.028	0.840	13.286	1.718	0.187	0.027	92.6
Cadera-AP-Supino-Directo-S	65	16.6	100	0.289	0.776	1.000	1.000	0.776	1.006	2.5
Cadera-AP-Supino-Directo-M	65	18.7	100	0.175	0.803	1.000	1.000	0.803	0.694	3.6
Cadera-AP-Supino-Directo-L	65	21.6	100	0.084	0.832	1.000	1.000	0.832	0.389	6.4
Cadera-AxioLAT-Supino-Directo-S	80	22.3	100	0.211	0.850	1.000	1.000	0.850	1.123	2.2
Cadera-AxioLAT-Supino-Directo-M	80	26.0	100	0.086	0.882	1.000	1.000	0.882	0.587	4.3
Cadera-AxioLAT-Supino-Directo-L	80	30.1	100	0.036	0.914	1.000	1.000	0.914	0.335	7.5
Fémur-AP-Supino-M 110-S	70	13.6	110	0.336	0.732	11.621	1.718	0.120	0.302	8.3
Fémur-AP-Supino-M 110-M	70	16.2	110	0.208	0.766	11.811	1.718	0.139	0.190	13.2
Fémur-AP-Supino-M 110-L	70	18.7	110	0.102	0.809	12.050	1.718	0.170	0.097	25.8
Fémur-LAT-Recostado-M 110-S	70	14.1	110	0.336	0.732	11.621	1.718	0.120	0.302	8.3
Fémur-LAT-Recostado-M 110-M	70	16.8	110	0.163	0.781	11.896	1.718	0.149	0.152	16.4
Fémur-LAT-Recostado-M 110-L	70	19.4	110	0.102	0.809	12.050	1.718	0.170	0.097	25.8
Rodilla-AP-Supino-M 110-S	65	12.4	110	0.414	0.688	12.268	1.718	0.095	0.357	7.0
Rodilla-AP-Supino-M 110-M	65	13.9	110	0.250	0.726	12.516	1.718	0.110	0.219	11.4
Rodilla-AP-Supino-M 110-L	65	15.4	110	0.195	0.744	12.626	1.718	0.118	0.172	14.5
Rodilla-LAT-Recostado-M 110-S	65	12.8	110	0.321	0.708	12.397	1.718	0.102	0.279	9.0
Rodilla-LAT-Recostado-M 110-M	65	14.3	110	0.250	0.726	12.516	1.718	0.110	0.219	11.4
Rodilla-LAT-Recostado-M 110-L	65	15.9	110	0.152	0.760	12.729	1.718	0.127	0.136	18.4
Rodilla-AP-Supino-Directo-S	65	12.4	100	1.052	0.688	1.000	1.000	0.688	2.631	1.0
Rodilla-AP-Supino-Directo-M	65	13.9	100	0.623	0.726	1.000	1.000	0.726	1.773	1.4
Rodilla-AP-Supino-Directo-L	65	15.4	100	0.481	0.744	1.000	1.000	0.744	1.463	1.7
Rodilla-LAT-Recostado-Directo-S	65	12.8	100	0.808	0.708	1.000	1.000	0.708	2.157	1.2
Rodilla-LAT-Recostado-Directo-M	65	14.3	100	0.623	0.726	1.000	1.000	0.726	1.773	1.4
Rodilla-LAT-Recostado-Directo-L	65	15.6	100	0.152	0.760	12.729	1.718	0.127	0.136	1.8
Rodilla-AP Obl-Supino-M 110-S	65	12.4	110	0.414	0.688	12.268	1.718	0.095	0.357	7.0
Rodilla-AP Obl-Supino-M 110-M	65	13.9	110	0.250	0.726	12.516	1.718	0.110	0.219	11.4
Rodilla-AP Obl-Supino-M 110-L	65	15.4	110	0.195	0.744	12.626	1.718	0.118	0.172	14.5
Rodilla-AP Obl-Supino-Directo-S	65	12.4	100	1.052	0.688	1.000	1.000	0.688	2.631	1.0
Rodilla-AP Obl-Supino-Directo-M	65	13.9	100	0.623	0.726	1.000	1.000	0.726	1.773	1.4
Rodilla-AP Obl-Supino-Directo-L	65	15.4	100	0.481	0.744	1.000	1.000	0.744	1.463	1.7
Rodilla-PA Axial-Prono-Directo-S	65	12.4	100	1.052	0.688	1.000	1.000	0.688	2.631	1.0
Rodilla-PA Axial-Prono-Directo-M	65	13.9	100	0.623	0.726	1.000	1.000	0.726	1.773	1.4
Rodilla-PA Axial-Prono-Directo-L	65	15.4	100	0.481	0.744	1.000	1.000	0.744	1.463	1.7
Rodilla-AP-Erecto-P 140-S	65	12.4	140	0.308	0.574	7.913	1.769	0.136	0.278	9.0
Rodilla-AP-Erecto-P 140-M	65	13.9	140	0.185	0.582	8.031	1.769	0.157	0.171	14.6
Rodilla-AP-Erecto-P 140-L	65	15.4	140	0.144	0.586	8.083	1.769	0.169	0.135	18.5
Tibia-AP-Supino-Directo-S	60	11.9	100	0.811	0.684	1.000	1.000	0.684	1.974	1.3
Tibia-AP-Supino-Directo-M	60	13.3	100	0.618	0.703	1.000	1.000	0.703	1.603	1.6
Tibia-AP-Supino-Directo-L	60	14.8	100	0.362	0.739	1.000	1.000	0.739	1.067	2.3
Tibia-LAT-Supino-Directo-S	60	10.0	100	1.413	0.639	1.000	1.000	0.639	3.013	0.8
Tibia-LAT-Supino-Directo-M	60	11.3	100	1.069	0.662	1.000	1.000	0.662	2.436	1.0
Tibia-LAT-Supino-Directo-L	60	12.5	100	0.811	0.684	1.000	1.000	0.684	1.974	1.3
Tobillo-AP-Supino-Directo-S	60	11.8	100	0.811	0.684	1.000	1.000	0.684	1.974	1.3
Tobillo-AP-Supino-Directo-M	60	12.7	100	0.618	0.703	1.000	1.000	0.703	1.603	1.6
Tobillo-AP-Supino-Directo-L	60	13.5	100	0.472	0.722	1.000	1.000	0.722	1.306	1.9
Tobillo-LAT -Supino-Directo-S	60	8.3	100	2.500	0.584	1.000	1.000	0.584	4.630	0.5
Tobillo-LAT -Supino-Directo-M	60	8.9	100	1.875	0.613	1.000	1.000	0.613	3.735	0.7
Tobillo-LAT -Supino-Directo-L	60	9.5	100	1.413	0.639	1.000	1.000	0.639	3.013	0.8
Tobillo-AP-Erecto-P Directo-S	65	11.8	180	0.325	0.688	1.000	1.000	0.688	0.812	3.1
Tobillo-AP-Erecto-P Directo-M	65	12.7	180	0.249	0.708	1.000	1.000	0.708	0.666	3.8
Tobillo-AP-Erecto-P Directo-L	65	13.5	180	0.192	0.726	1.000	1.000	0.726	0.547	4.6
Pie-AP-Supino-Directo-S	60	6.6	100	3.351	0.550	1.000	1.000	0.550	5.736	0.4
Pie-AP-Supino-Directo-M	60	7.1	100	3.351	0.550	1.000	1.000	0.550	5.736	0.4
Pie-AP-Supino-Directo-L	60	7.7	100	2.500	0.584	1.000	1.000	0.584	4.630	0.5
Pie-AP Obl-Supino-Directo-S	60	6.6	100	3.351	0.550	1.000	1.000	0.550	5.736	0.4
Pie-AP Obl-Supino-Directo-M	60	7.1	100	3.351	0.550	1.000	1.000	0.550	5.736	0.4
Pie-AP Obl-Supino-Directo-L	60	7.7	100	2.500	0.584	1.000	1.000	0.584	4.630	0.5
Pie-AP-Erecto-P Directo-S	65	6.6	180	1.286	0.555	1.000	1.000	0.555	2.257	1.1
Pie-AP-Erecto-P Directo-M	65	7.1	180	1.286	0.555	1.000	1.000	0.555	2.257	1.1
Pie-AP-Erecto-P Directo-L	65	7.7	180	0.968	0.589	1.000	1.000	0.589	1.839	1.4
Pie-LAT-Erecto-P Directo-S	65	7.9	180	1.286	0.555	1.000	1.000	0.555	2.257	1.1
Pie-LAT-Erecto-P Directo-M	65	8.5	180	1.286	0.555	1.000	1.000	0.555	2.257	1.1
Pie-LAT-Erecto-P Directo-L	65	9.1	180	0.968	0.589	1.000	1.000	0.589	1.839	1.4

Vista	$U_p$ [kVp]	$z_{eq}$ [cm]	$f$ [cm]	$K_{P,c}^{receptor}$ [μGy/mAs]	$S_{paciente}$	$\Sigma_{rejilla}$	$\Sigma_{gap}$	$S_{receptor}$	$K_{T,c}^{receptor}$ [μGy/mAs]	mAs
Calcáneo-Axial-Supino-Directo-S	65	10.6	100	1.375	0.667	1.000	1.000	0.667	3.218	0.8
Calcáneo-Axial-Supino-Directo-M	65	11.5	100	1.052	0.688	1.000	1.000	0.688	2.631	1.0
Calcáneo-Axial-Supino-Directo-L	65	12.5	100	1.052	0.688	1.000	1.000	0.688	2.631	1.0
Calcáneo-LAT-Supino-Directo-S	60	5.1	100	6.133	0.462	1.000	1.000	0.462	8.779	0.3
Calcáneo-LAT-Supino-Directo-M	60	5.6	100	4.518	0.510	1.000	1.000	0.510	7.098	0.4
Calcáneo-LAT-Supino-Directo-L	60	6.0	100	4.518	0.510	1.000	1.000	0.510	7.098	0.4
Dedos pie-AP-Supino-Directo-M	55	2.1	100	13.252	0.261	1.000	1.000	0.261	13.632	0.2
Dedos pie-AP Obl-Supino-Directo-M	55	2.1	100	13.252	0.261	1.000	1.000	0.261	13.632	0.2
Dedos pie-LAT-Recostado-Directo-M	55	2.2	100	13.252	0.261	1.000	1.000	0.261	13.632	0.2
Abdomen-AP-Supino-M 110-S	75	17.7	110	0.176	0.801	11.075	1.718	0.175	0.169	14.8
Abdomen-AP-Supino-M 110-M	75	21.8	110	0.071	0.845	11.307	1.718	0.219	0.071	35.2
Abdomen-AP-Supino-M 110-L	75	26.1	110	0.029	0.879	11.489	1.718	0.270	0.031	80.6
Abdomen-AP-Erecto-P 140-S	75	17.7	140	0.127	0.617	7.031	1.769	0.245	0.133	18.8
Abdomen-AP-Erecto-P 140-M	75	21.8	140	0.051	0.627	7.139	1.769	0.301	0.057	43.9
Abdomen-AP-Erecto-P 140-L	75	26.1	140	0.021	0.634	0.722	1.769	0.363	0.026	96.2
Abdomen-AP-Recostado-P 140-S	80	17.7	140	0.168	0.626	6.539	1.769	0.263	0.182	13.7
Abdomen-AP-Recostado-P 140-M	80	21.8	140	0.068	0.635	6.632	1.769	0.325	0.081	30.9
Abdomen-AP-Recostado-P 140-L	80	26.1	140	0.028	0.641	6.704	1.769	0.387	0.037	67.6

Tabla 5.1: Kerma total en el receptor de imagen calculado por unidad de carga,  $K_{T,c}^{receptor}$ , junto con los mAs tales que  $K_T^{receptor}=2.5 \mu\text{Gy}$ , y las magnitudes fundamentales de las vistas radiográficas de la Sala II de Radiodiagnóstico del Hospital de Sierrallana. Se ha tomado un tamaño de campo  $r=25$  cm, un gap  $a=0$  cm en las técnicas directas y  $a=7$  cm en las realizadas en el bucky de mesa o pared, representadas por M +  $f$  y P +  $f$ , respectivamente, con  $f$  la distancia foco-receptor de imagen. Se indica el espesor equivalente a agua del paciente para cada vista,  $z_{eq}$ , para el tamaño grande, L, mediano, M, y pequeño, S.

### Cálculo de una técnica radiográfica

A continuación se muestra un ejemplo de cálculo de la técnica radiográfica asociada a la vista Tórax-AP-Supino-M 110-M, realizada en el bucky de mesa con la rejilla azul. A esta técnica le corresponde:  $U_p = 110$  kVp y  $z_{eq} = 8.7$ .

- Kerma en aire de la radiación primaria a la entrada del receptor de imagen.

$$\Phi_E^{tubo} [6] \xrightarrow{\text{Eq. 3.2}} \Phi_E^{receptor} \xrightarrow{\text{Eq. 3.3}} K_{P,c}^{receptor} = 4.942 \mu\text{Gy/mAs}$$

- Fracción de radiación dispersa a la entrada del receptor de imagen.

$$\begin{array}{lcl} T_{P,c}^{rejilla}=0.544 \text{ (Eq. 3.4)} & \} & \text{Eq. 2.40} \\ T_S^{rejilla} = 0.079 \text{ (Tabla 4.13)} & \} & \xrightarrow{\quad} \Sigma_{rejilla}=6.882 \xrightarrow{\text{Eq. 3.6}} S_{receptor} = 0.129 \\ f = 110 \text{ cm} & \} & \text{Eq. 2.46} \\ a = 7 \text{ cm} & \} & \xrightarrow{\quad} \Sigma_{gap}=1.718 \end{array}$$

$S_{paciente}=0.638 [6]$

- Kerma en aire total a la entrada del receptor de imagen.

$$\left. \begin{array}{l} K_{P,c}^{receptor}; \quad K_P(80, 0, 100) = 46 \mu\text{Gy/mAs} \\ S_{receptor}; \quad K_{P,c}(80, 0, 100) = 73 \mu\text{Gy/mAs} \end{array} \right\} \xrightarrow{\text{Eq. 3.1}} K_{T,c}^{receptor} = 4.656 \mu\text{Gy/mAs}$$

El cálculo de la carga (mAs) tal que  $K_T^{receptor}=2.5 \mu\text{Gy}$  se ha realizado de la siguiente forma:

$$\text{mAs} = \frac{2.5 \mu\text{Gy}}{K_{T,c}^{receptor}} = 0.6 \quad (5.1)$$